



Projekt jest realizowany przy udziale środków Europejskiego Funduszu Społecznego w ramach Programu Inicjatywy Wspólnotowej EQUAL oraz budżetu RP

POSTĘPY TECHNOLOGII BIOMEDYCZNYCH
ADVANCES IN BIOMEDICAL TECHNOLOGY

POSTĘPY TECHNOLOGII BIOMEDYCZNYCH

Roboty Medyczne 2006

BioMedTech *Silesia* 2007

ADVANCES IN BIOMEDICAL TECHNOLOGY

Medical Robotics 2006

BioMedTech *Silesia* 2007



Pod redakcją Zbigniewa Nawrata

Zabrze 2007

POSTĘPY TECHNOLOGII BIOMEDYCZNYCH

Roboty Medyczne 2006

BioMedTech *Silesia* 2007

ADVANCES IN BIOMEDICAL TECHNOLOGY

Medical Robotics 2006

BioMedTech *Silesia* 2007

Pod redakcją Zbigniewa Nawrata

Zabrze 2007

Pod redakcją
Zbigniewa Nawrata

Opracowanie językowe, tłumaczenia
Barbara Kostka

Ilustracje, fotografie
Mariusz Jakubowski

Druk i oprawa:
M•Studio Zabrze
tel. 032 275 04 63
e-mail: mstudio@mstudio.com.pl
ISBN 978-83-88427-61-9

Spis treści:

Wstęp

Drogi Czytelniku	7
Program Inicjatywy Wspólnotowej EQUAL - krótkie wprowadzenie	10
Sieć Centrów Doskonałości BioMedTech <i>Silesia</i> - krótkie wprowadzenie ..	15
Introduction to biomedical technology - focus on cardiovascular application (devices) and medical robots - by Zbigniew Nawrat	20
Stąd do wieczności czyli perspektywy rozwoju technicznego zaplecza medycyny - Zbigniew Nawrat	59
Konferencja BioMedTech <i>Silesia</i> - refleksja - Zbigniew Nawrat	72
Uchwała Rady Programowej Międzywydziałowej Szkoły Inżynierii Biomedycznej AGH nr 7/2007	75
Konferencja Roboty Medyczne - refleksja - Zbigniew Nawrat	76
Innowacje - próba manifestu - Zbigniew Nawrat	78

Rozdział II

BioMedTech *Silesia*

Powitanie - Zbigniew Nawrat	85
Konferencja BioMedTech <i>Silesia</i> , Zabrze 2007 - Zbigniew Nawrat	86
Simulation and Training; the Delft-approach - Kees A. Grimbergen	110
Physical and computer left heart ventricle modeling for congestive heart failure. Tomasz Kukulski, Zbigniew Małota, Zbigniew Nawrat, Paweł Kostka, Roman Przybylski	121
Modelowanie i testowanie robota Robin Heart wykorzystując technologie przestrzeni wirtualnej. Marek Koźlak, Zbigniew Nawrat	135
The Development of Medical Tools in Delft and Amsterdam. Kees A. Grimbergen	147
Microtechnologies in surgery. Sebastian Schostek, Fabian Rieber, Chi-Nghia Ho, Marc O. Schurr	157

Radius Surgical System® and Conventional Laparoscopic Instruments in Abdominal Surgery-Application, Learning Curve and Ergonomy. Gacek IA, Manukyan G, Waseda M, Torres-Bermudez JR, Schostek S, Gaspari AL, GF Buess	172
Verification of Forward Kinematics and Trajectories for the Robin Heart Master Tool - Vera Z. Pérez, Paweł Kostka, Arkadiusz Kandora and Luis B. Gutiérrez	188
A novel second generation Paclitaxel-Eluting Biodegradable Polymer Coated Stent (LUC-Chopin2 Balton, Poland). Milewski K, Buszman P, Trznadel S, Zurakowski A.	198
Degradacja glikosaminoglikanów w trakcie procesów przygotowywania protez zastawek serca z użyciem technik inżynierii tkankowej - czy należy jej zapobiegać ? Piotr Wilczek	204
Analiza metod pomiaru chwilowej objętości krwi w pozaustrojowej komorze wspomaganie krążenia POLVAD. M. Darlak, M. Gawlikowski, D. Komorowski, R. Kustosz	218
Rozdział III	
Roboty Medyczne	
Konferencja Roboty Medyczne 2007 - Zbigniew Nawrat	233
Robin Heart Vision - preparation of polish cardiac surgery telemanipulator for clinical application. Zbigniew Nawrat, Paweł Kostka	241
Robotics Applied to Minimal Invasive Surgery in Latin America. Vera Z. Pérez and Luis B. Gutiérrez	258
TrEndo - a system for tracking minimally invasive surgical instruments during training. Magdalena K. Chmarra, Jenny Dankelman	270
Analiza kinematyki telemanipulatora kardiochirurgicznego Robin Heart 1 z wykorzystaniem wideorejestracji - badania wstępne. Michnik Robert, Ilewicz Grzegorz, Jurkój Jacek, Tejszerska Dagmara, Nawrat Zbigniew	277
Wielozadaniowy Robot Medyczny. Michał Krasiński, Maciej Ramło, Przemysław Wołodźko	285

Robot „Saraptor” - jako przykład zastosowania prostego układu mechanicznego jako system utrzymania równowagi w mobilnych robotach dwunożnych. Maksymilian Woźniak	292
Koncepcyjny projekt protezy ręki. Michał Śmierciak, Łukasz Widzyk	298
Modeling of the Master in the Bilateral Control of the Robin Heart Teleoperation System. Vera Z. Pérez, Paweł Kostka, Arkadiusz Kandora, Zbigniew Nawrat and Luis B. Gutiérrez	305
Model manipulatora do wspomaganie operacji ortopedycznych. Wojciech Jopek , Michał Turów, Krzysztof Krzysztoforski	318
Projekt wstępny manipulatora nośnego nowego typu dla robota do chirurgii narządów wewnętrznych. Marcin Witkowski, Krzysztof Mianowski	326
Koncepcje realizacji ruchu w przegubie kardiochirurgicznego robota laparoskopowego - Marcin Michno, Michał Owsianka	355
Projekt robotycznego mikro-nadgarstka dla potrzeb chirurgii laparoskopowej wykonany w technologii MEMS. Wiktor Sieklicki	341
Kształtowanie geometrii mechanizmu stałopunktowego w celu zwiększenia możliwości operacyjnych telemanipulatora kardiochirurgicznego. Grzegorz Ilewicz	355
Mechanizm z ciernym przekazaniem napędu w dwóch stopniach swobody w zastosowaniu do robota kardiochirurgicznego. Łukasz Frączczak, Leszek Podsędkowski	365
Czy zastosowanie robotów w medycynie jest i będzie bezpieczne? Marcin Stefanowicz	375
Analiza różnych struktur układu sterowania telemanipulatora kardiochirurgicznego z punktu widzenia wymogów bezpieczeństwa pracy. Paweł Lajmert, Leszek Podsędkowski	380



Prof. Zbigniew Religa - uroczyste otwarcie Zakładu Robin Heart Service

„ jesteśmy równi jak kolory tęczy”

„we are EQUAL like colors of the rainbow”

Drogi Czytelniku,

oddaję w Twoje ręce książkę nietypową. Chciałbym by był to nie tylko zbiór publikacji naukowych związanych z dwoma konferencjami ale też podsumowanie stanu wiedzy, opis problemów, które specjaliści wielu dziedzin, dla dobra pacjenta i jego lekarza próbują obecnie rozwiązać. Zdecydowałem również, że nasza książka będzie dwujęzyczna, dokładnie tak jak nasze spotkania. Z drugiej strony chciałem uniknąć ułomności tłumaczeń i dać szansę zapoznania się z oryginalnym zapisem autorów. By zachować charakter naszych spotkań, rodzaj festiwalu wiedzy i marzeń, książka zawiera zarówno profesjonalne prace naukowe, jak i prace studenckie. Liczymy na wzajemne inspiracje i możliwość oceny zostawiamy czytelnikowi.

Tytuł książki „Postępy technologii biomedycznych” odzwierciedla główną tematykę przedstawianych prac na konferencjach BioMedTech Silesia 2006 i Robotyka Medyczna 2007, które stanowią podstawę zbioru publikacji.

Celem każdego naukowca jest wdrożenie technologii, wynalazku, który opracował. Prowadzimy działania zmierzające do rozszerzenia oferty związanej z naszymi spotkaniami. Mam nadzieje, że w najbliższej przyszłości oprócz sesji młodzieżowych, studenckich i doktorantów, w czasie naszych konferencji będą się odbywały spotkania biznesowe w przedsiębiorcami poszukującymi praktycznych rozwiązań oraz produktów.

My poznaliśmy już zawiły sekret słowa „innowacja”. Zmierzamy do uruchomienia w Polsce produkcji robotów medycznych w oparciu o projekt Robin Heart. Właśnie kończy się okres wsparcia finansowego przedsięwzięcia o nazwie Zakład Robin Heart Service przez program Inicjatywy Wspólnotowej EQUAL - Europejski Fundusz Społeczny (EFS). Mam nadzieje, że wkrótce, ten pierwszy polski zakład robotyki medycznej przekształci się w firmę serwisującą seryjnie produkowane polskie roboty Robin Heart. Dzięki projektowi Equal zdobyliśmy nowych współpracowników i możliwość pracy przez kilka lat nad naszym projektem w poszerzonym zespole. Dzięki niemu została wydrukowana również ta książka, w której, Drogi Czytelniku, mam nadzieje, że znajdziesz sporo wiedzy z unikalnych dziedzin nauki i techniki, ale przede wszystkim inspiracje i wiarę w sens wspólnych działania multidyscyplinarnych zespołów badawczych dla dobra Człowieka.

Na zakończenie chciałbym podziękować swoim nauczycielom i uczniom, tym najlepszym, najbardziej krytycznym. Dzięki nim jestem ciągle zafascynowany nauką i nauczaniem. Zapytany ostatnio dla kogo organizuję te konferencje, ku swojemu zaskoczeniu odpowiedziałem: dla siebie. Dla siebie jakim byłem

lata temu, gdy jako dziecko poszukiwałem swojej drogi (chciałem jako fizyk pracować ramię w ramię z lekarzami), dla siebie takim jakim jestem dzisiaj; by spotkać się z przyjaciółmi i weryfikować swoje poglądy, osiągnięcia z najlepszymi fachowcami na świecie i dla siebie jakim będę za wiele lat, gdy jako emeryt będę chciał pogratulować wysiłkom ówczesnych pokoleń i sprawdzić co z naszych dzisiaj fascynacji i rezultatów przetrwało próbę czasu. Cieszę się z możliwości utrwalenia w postaci książkowej, choć części z tych emocji, choć części z tej wiedzy, którą poznaliśmy w czasie zabrzańskich spotkań.

Dear reader

Here I present you with an unusual book. I wish it were not only the collection of scientific publications connected with two conferences but the summery of knowledge and the description of problems which scientists of many branches want to solve for the sake of the patient and their doctors as well. I have decided to make the book bilingual just as our meetings were. On the other hand, I wanted to avoid faulty translations and give the chance to everybody to get to know the original authors versions.

To keep the character of our meeting, kind of knowledge and dreams festival, this book includes both professional and students' works. We hope for mutual inspiration and leave the evaluation to the reader.

The title „Advances in biomedical technology and medical robotics” reflects the main subject of the articles including in this book presented during the BioMedTech Silesia 2006 & Medical Robotics 2007 Conference.

The goal of every scientist is to put into practise the created idea and innovation. We make every effort in order to widen the spectrum of possibilities connected with our meetings. I hope, that in the near future, apart from Sessions for the Young, Students and PhD Students, also the bizness meetings with entrepreneurs looking for practical solutions and products will take place.

We have already got to know the complex secret of the word “innovation”. We are heading for setting in motion the production of medical robots in Poland, based on Robin Heart project. The period of financial support for Robin Heart Service venture by the program of Common Initiative EQUAL - European Social Fund (ESF), just coming to the end. I hope, that this first polish industrial plant will convert into company, which services the mass-produce of polish medical robots Robin Heart. Thanks to Equal program, we have gathered new cooperators and the possibility of working on the project in widen team. Also this book was supported by the Equal project and Dear

Reader, I hope, that You will find much of valuable knowledge from unique areas of science and technology, but first of all the inspiration and the trust in the sens of common multidisciplinary actions of research groups for the Human good.

At the end I would like to thank my teachers and my students, both those best and the most critical. Thanks to them I am still fascinated by science and teaching. Having being asked recently for whom I had organised this Conference, to my surprise, I replied: For Me...

For me as I was years ago, when as a child I looked for my life path (I wanted as physicist to work hand to hand with physicians), for me as I am now - to meet my friends and verify my attitudes, achievements with the best specialists in the world and for me in many years time, when as a pensioner I like to congratulate contemporary generations and check, what from today's fascinations and results will stand the test of time.

I am glad to have of possibility to preserve in the book form at least the part of these emotions and knowledge, which we got to know during meetings in Zabrze.

*Zbigniew Nawrat,
Zabrze listopad 2007*

e-mail: nawrat@frk.pl

Program Inicjatywy Wspólnotowej EQUAL – krótkie wprowadzenie

Stowarzyszenie Współpracy Regionalnej, biuro: Al. Harcerska 3c, 41-500 Chorzów,
tel. (+4832) 376 75 65, fax (+4832) 273 26 62, e-mail: swr@swr.pl

Program Inicjatywy Wspólnotowej EQUAL (EQUAL) jest finansowany z Europejskiego Funduszu Społecznego (EFS). EQUAL jest platformą umożliwiającą poszukiwanie i uczenie się nowych sposobów osiągnięcia celów polityki Europejskiej Strategii Zatrudnienia i Procesu Integracji Społecznej.

EQUAL różni się od programów głównego nurtu EFS tym, że jest to instrument służący wypracowywaniu nowych sposobów zwalczania dyskryminacji i nierówności na rynku pracy. EQUAL dostarcza przykłady dobrej praktyki w zakresie nowatorskich podejść, kładąc nacisk na aktywną współpracę między Państwami Członkowskimi, zapewniając tym samym stosowanie oraz upowszechnianie na terenie Unii Europejskiej najbardziej pozytywnych rozwiązań.

Program EQUAL obejmuje swoim zakresem dziewięć obszarów tematycznych

- A. Ułatwianie wchodzenia i powrotu na rynek pracy dla tych, którzy mają problemy z integracją i ponowną integracją na tym rynku, celem promowania rynku pracy otwartego dla wszystkich.
- B. Zwalczanie rasizmu i ksenofobii w miejscu pracy.
- C. Zapewnienie powszechnego dostępu do tworzenia przedsiębiorczości poprzez dostarczenie narzędzi niezbędnych dla utworzenia własnej firmy oraz dla identyfikacji i wykorzystania nowych możliwości tworzenia zatrudnienia na obszarach miejskich i wiejskich.
- D. Wzmocnienie krajowej gospodarki społecznej (trzeciego sektora), a w szczególności usług na rzecz społeczności lokalnych oraz poprawa jakości miejsc pracy.
- E. Wspieranie kształcenia się przez całe życie i integracyjnych form organizacji pracy sprzyjających zatrudnieniu i utrzymywaniu zatrudnienia osób doświadczających dyskryminacji i nierówności na rynku pracy.
- F. Wspieranie zdolności przystosowawczych przedsiębiorstw i pracowników do zmian strukturalnych w gospodarce oraz wykorzystania technologii informatycznych i innych nowych technologii.

- G. Godzenie życia rodzinnego i zawodowego oraz ponowna integracja mężczyzn i kobiet, którzy opuścili rynek pracy, poprzez wdrażanie bardziej elastycznych i efektywnych form organizacji pracy oraz usług towarzyszących.
- H. Ograniczenie nierówności w traktowaniu płci i przeciwdziałanie segregacji zawodowej
- J. Pomoc w społecznej i zawodowej integracji osób ubiegających się o status uchodźcy.

Cechami wyróżniającymi EQUAL są:

- projekty finansowane w ramach PIW EQUAL są realizowane poprzez Partnerstwa na rzecz Rozwoju - innowacyjny instrument w rozwiązywaniu problemów rynku pracy,
- działania w ramach EQUAL zmierzają do rozwiązywania problemów dyskryminacji i nierówności, które dotyczą najsłabsze grupy na rynku pracy często zagrożone wykluczeniem społecznym,
- EQUAL włącza grupy w niekorzystnej sytuacji w proces poszukiwania rozwiązań problemów, z którymi się borykają,
- dodatkowe korzyści wynikają ze współpracy ponadnarodowej, powstają nowe rodzaje partnerstw ponadnarodowych, następuje wymiana doświadczeń i upowszechnianie dobrych praktyk w wymiarze ogólnoeuropejskim,
- EQUAL umożliwia testowanie nowych rozwiązań oraz ukazanie zalet testowanych rozwiązań innowacyjnych,
- EQUAL zakłada wypracowanie nowych form postępowania oraz współpracy przy upowszechnianiu i włączaniu dobrych rozwiązań do głównego nurtu polityki (ang. mainstreaming).
- EQUAL odnosi się bezpośrednio do takich dokumentów, jak Narodowa Strategia Wzrostu Zatrudnienia 2000 - 2006, Wspólna Ocena Założeń Polskiej Polityki Zatrudnienia oraz Wspólne Memorandum na rzecz Integracji Społecznej. Opierając się na wyzwaniach sformułowanych w tych dokumentach EQUAL ma za zadanie wesprzeć realizację polityki zatrudnienia i polityki społecznej poprzez wypracowanie i upowszechnienie innowacyjnych metod i narzędzi oddziaływania.
- współpraca Partnerstw na forum Unii Europejskiej w ramach ponadnarodowych sieci współpracy będzie miała wpływ na rozwój Europejskiej Strategii Zatrudnienia.

Jednym z rozwiązań wypracowanych w ramach Inicjatywy Wspólnotowej EQUAL jest model inkubatora wspierającego tworzenie podmiotów trzeciego sektora przez osoby defaworyzowane na rynku pracy. Model powstał w ramach projektu Partnerstwa na Rzecz Rozwoju „Wirtualny Inkubator Gospodarki

Społecznej - model funkcjonowania w sieci współpracy”, którego inicjatorem jest Stowarzyszenie Współpracy Regionalnej.

Projekt Wirtualny Inkubator Gospodarki Społecznej (WISP) ma na celu wypracowanie i przetestowanie modelowego systemu wspierania tworzenia dobrych i stabilnych miejsc pracy w obszarze gospodarki społecznej dla osób dyskryminowanych na rynku pracy. Inkubator WISP łączy funkcje doradcze i szkoleniowe w zakresie prowadzenia efektywnej działalności gospodarczej przez podmioty III sektora. III sektor stanowią organizacje, które działają na zasadzie not-for-profit (z ang. „nie dla zysku”) i mają na celu zaspokajanie określonych potrzeb społeczności lokalnych. Inkubator wspiera powstawanie nowych podmiotów w obszarze gospodarki społecznej (w tym spółdzielni socjalnych), od momentu poszukiwania niszy na rynku aż do przygotowania dokumentów i pozyskania środków finansowych, niezbędnych do założenia nowego podmiotu. Zakres działań inkubatora obejmuje również aktywizację beneficjentów - z reguły osób bezrobotnych - poprzez inicjowanie procesów grupowych i reintegracyjnych.

Niezwykle ważnym aspektem tego modelu jest tworzenie dla każdego nowego podmiotu tzw. sieci wsparcia, zapewniającej skuteczną realizację całego procesu tworzenia efektywnie funkcjonującego na rynku podmiotu III sektora. Poszczególni partnerzy z sieci wsparcia odpowiedzialni są na przykład za organizację szkolenia dla beneficjentów, zapewnienie finansowania w początkowej fazie działania podmiotu czy też poszukiwanie zleceń dla nowoutworzonego podmiotu. Zarówno model inkubatora, jak i opracowane „przepisy na podmioty III sektora” są stosunkowo łatwe do powielenia przez zainteresowane tym instytucje, a nawet samych bezrobotnych.

Opracowane przez: Tadeusz Durczok, Dorota Krawczewska, Maria Marszałek

Opracowane przez zespół WISP procedury i narzędzia wspierania procesu tworzenia i rozwoju podmiotów III sektora zostały przetestowane w ramach projektów pilotażowych. Jednym z nich jest „Robin Heart Service”, którego celem jest utworzenie zakładu zatrudniającego bezrobotnych techników i absolwentów wyższych uczelni technicznych, który będzie prowadzić prace serwisowe urządzeń medycznych. W ramach projektu pilotażowego zbadana zostanie możliwość usamodzielnienia zakładu działającego początkowo w ramach Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii.

EQUAL Community Initiative – short introduction

Association for Regional Cooperation, office: Al. Harcerska 3c, 41-500 Chorzów, Poland
tel. (+4832) 376 75 65, fax (+4832) 273 26 62, e-mail: swr@swr.pl

EQUAL is part of the European Union’s strategy for more and better jobs and for ensuring that no-one is denied access to them. Funded by the European Social Fund, this initiative is testing since 2001 new ways of tackling discrimination and inequality experienced by those in work and those looking for a job. EQUAL differs from the European Social Fund mainstream programme in its function as a laboratory (principle of innovation) and in its emphasis on active co-operation between Member States.

One of the results that have been elaborated within the EQUAL Community Initiative is a model system supporting creation of attractive and sustainable jobs in social companies for people experiencing discrimination and exclusion from the labour market. The model has been developed within a project called “Virtual Incubator for Social Economy” (WISP) run by Development Partnership led by the Association for Regional Cooperation.

The Virtual Incubator combines advisory and training functions relating to effective business activity run by entities representing the Third Sector. The Third Sector comprises non-profit organizations established mainly to meet specific needs of local communities.

The Incubator supports new businesses operating in the area of social economy (therein social cooperatives) from the stage of generating a business idea and searching for a market niche up to the stage of documents preparation and applying for external funding. The scope of the incubator’s activities includes also a group integration process for beneficiaries - mostly the unemployed.

A very important aspect of this support model is the establishment of a support network consisting of organizations supporting a smooth running of the social business. The particular partners from the support network are responsible for organizing training, financing or searching for contracts, etc.. The additional result of WISP project will be “ready formulas for social economy subjects”. Easy and clear descriptions will enable replication of social economy subject already tested by WISP.

Procedures and tools developed by the WISP team to support the creation and development of third-sector entities has been tested within pilot projects. One of them was the “RobIn Heart Service” coordinated by the Foundation for Cardiac Surgery Development which main goal is to establish a company hiring unemployed technicians and technical university graduates to repair and maintain medical equipment.

Sieć Centrów Doskonałości BioMedTech Silesia – krótkie wprowadzenie

Opracował - Zbigniew Nawrat

Fundacja Rozwoju Kardiologii w Zabrze
Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach
Foundation for Cardiac Surgery Development
Medical University of Silesia, e-mail: nawrat@frk.pl

Sieć BioMedTech Silesia

Centra Doskonałości, tworzące Sieć BioMedTech Silesia prowadzą prace badawcze w nowoczesnych dziedzinach nauki jakimi są biotechnologia i technologie medyczne, uznane przez Rząd RP za dziedziny priorytetowe dla rozwoju polskiej nauki oraz gospodarki opartej na wiedzy. Rozwój tych dziedzin, stanowić będzie o wzroście innowacyjności gospodarki w Polsce, co przejawia się w powstawaniu innowacyjnych przedsiębiorstw, tworzących trwałe i nowoczesne miejsca pracy.

Cele szczegółowe sieci to:

- wspieranie współpracy między jednostkami naukowymi, będącymi członkami sieci, poprzez inicjowanie, koordynację i realizację wspólnych przedsięwzięć badawczych i wdrożeniowych oraz dokształcanie w zakresie merytorycznym, objętym zadaniami sieci,
- stworzenie forum dla wymiany informacji i upowszechnienia wyników prac naukowo-badawczych prowadzonych w obszarze biotechnologii i technologii biomedycznych,
- wspieranie uczestnictwa jednostek naukowych, będących członkami sieci w projektach finansowanych ze środków 6. Programu Ramowego UE, Programu EUREKA, COST oraz programów krajowych poprzez konsolidację ich doświadczeń i wzajemne uzupełnianie się potencjału naukowego,
- intensyfikacja wykorzystania mechanizmów oferowanych przez fundusze strukturalne dla stymulowania działań służących wdrażaniu w Polsce nowoczesnych technologii i rozwiązań w obszarach, objętych działaniem sieci,
- wspieranie komercjalizacji wyników badań naukowych poprzez utworzenie Centrum Transferu Technologii Biomedycznych, pełniącego także funkcję preinkubatora,
- promocja wyników i zastosowań praktycznych badań naukowych prowadzonych w ramach sieci na forum międzynarodowym,

- wspieranie współpracy z innymi, komplementarnymi sieciami naukowymi, działającymi na szczeblu krajowym i międzynarodowym.

Sieć Centrów Doskonałości BioMedTech Silesia tworzą obecnie:

- Centrum Doskonałości ProCordis (Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze),
- Centrum Doskonałości Polimery 2000+ (z Centrum Materiałów Polimerowych i Węglowych PAN w Zabrze),
- Centrum Doskonałości Działu Badawczego COI (Centrum Onkologii w Gliwicach),
- Centrum Doskonałości Badań i Nauczania Biologii Molekularnej Macierzy i Nanotechnologii (Śląskiej Akademii Medycznej),
- Centrum Doskonałości dla rozwoju technologii Kardiostymulacyjnej - STIMCARD (Instytutu Techniki i Aparatury Medycznej w Zabrze).

Jednym z osiągnięć Sieci jest realne wsparcie dla osób wykonujących prace doktorskie związane z bioinżynierią i biotechnologią.

Regionalny Fundusz Stypendiów Doktoranckich Sieci BioMedTech Silesia

RFSD utworzony został w 2004 roku z inicjatywy Sieci Centrów Doskonałości BioMedTech Silesia, której koordynatorem jest Centrum Chemii Polimerów PAN w Zabrze.

RFSD jest częścią Regionalnej Strategii Innowacyjnej Województwa Śląskiego. Jego głównym celem jest rozwój innowacyjności regionu poprzez bezpośrednie wsparcie twórców najbardziej innowacyjnych rozwiązań, jakimi są doktoranci.

Przyznawane przez RFSD stypendia naukowe przeznaczone są głównie, ale nie wyłącznie, dla absolwentów szkół wyższych kontynuujących w Województwie Śląskim naukę na studiach doktoranckich. Preferowani są kandydaci z najbardziej innowacyjnych ośrodków naukowych - z śląskich Centrów Doskonałości i Centrów Zaawansowanych Technologii, a także z placówek PAN, szkół wyższych i innych instytucji naukowo-badawczych Województwa Śląskiego, wykonujących doktoraty w trybie międzynarodowych studiów doktoranckich z zakresu nauk biomedycznych, biotechnologii, bioinżynierii oraz zaawansowanych materiałów. W roku 2005, w wyniku dwóch konkursów, przyznanych zostało 19 stypendiów na okres 2 lat. Stypendystom przyznawane są również granty na pokrycie części kosztów wykonania pracy doktorskiej, np. na zakup niezbędnej literatury, opłat za udział w studiach doktoranckich, wyjazdy na konferencje itp. wydatki.

Perspektywy rozwoju

Partnerzy Sieci podjęli inicjatywę utworzenia Centrum BioMedTech Silesia w Zabrze w celu poprawy istniejącej infrastruktury badawczej. Dnia 23 kwietnia 2007 podpisano w Zabrze porozumienie o współpracy w sprawie utworzenia Centrum. Porozumienie zawarły:

1. **Miasto Zabrze**, reprezentowane przez Małgorzatę Mańkę-Szulik, Prezydenta Miasta,
2. **Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii**, z siedzibą w Zabrze, reprezentowana przez Jana Sarneę, dyrektora generalnego i Elżbietę Woźniewską, dyrektora finansowego,
3. **Centrum Chemii Polimerów i Węgla PAN** z siedzibą w Zabrze, reprezentowane przez Andrzeja Dworaka, dyrektora Centrum,
4. **Instytut Techniki i Aparatury Medycznej** z siedzibą w Zabrze, reprezentowany przez Adama Gacka, dyrektora,
5. **Stowarzyszenie Współpracy Regionalnej**, reprezentowane przez Tadeusza Durczoka, prezesa zarządu.

W porozumieniu ustalono, że w związku z planem rozwoju Sieci Centrów Doskonałości BioMedTech Silesia oraz zgodnie z Regionalną Strategią Innowacji Województwa Śląskiego RIS Silesia, a także zgodnie ze strategią rozwoju Miasta Zabrze, Strony Porozumienia deklaracją wolę realizacji inwestycji pod nazwą Centrum BioMedTech Silesia w Zabrze.

Centrum BioMedTech Silesia w Zabrze obejmować będzie część naukową oraz część dydaktyczną. Działalność naukowa Centrum obejmować będzie innowacyjne materiały i technologie dla medycyny i środowiska. Centrum pełnić będzie rolę ośrodka badawczego i edukacyjnego o europejskim znaczeniu, ściśle związanego z realizacją celów i zadań stron porozumienia. W Centrum BioMedTech Silesia wykonywane będą badania naukowe na najwyższym poziomie oraz przygotowywane będzie wdrażanie wyników badań w obszarze biotechnologii i technologii biomedycznych. W celu realizacji porozumienia strony ustaliły konkretny plan realizacji przedsięwzięcia, za przygotowanie koncepcji merytorycznej Centrum wraz z wytycznymi do koncepcji architektonicznej - odpowiedzialny dr Zbigniew Nawrat.

Koncepcja ideowa Centrum BMT *Silesia*

Sieć BioMedTech *Silesia* skupia instytucje o znanych osiągnięciach i zamierzeniach oraz o wyrazistym profilu badań mieszczącym się w strategicznych kierunkach ramowych programów Unii Europejskiej, w rezultatach programów Foresight oraz w Strategii Rozwoju Województwa Śląskiego. Koncentracja w jednej jednostce wybitnych specjalistów i najnowocześniejszej aparatury stworzy unikalne warunki do prowadzenia komplementarnych badań w zakresie nanochemii, nanobiologii, nanomedycyny, nanoinżynierii i robotyki medycznej. Głównymi celami będą opracowywanie nowych materiałów technologii i urządzeń do zastosowań w leczeniu chorób serca i nowotworów.

Nowe nanocząsteczkowe nośniki leków, nowe biogodne i biodegradowalne materiały polimerowe umożliwiające konstruowanie implantów dla celów chirurgii rekonstrukcyjnej, otrzymywanie trójwymiarowych struktur (rusztowań) umożliwiających hodowle komórkowe i tkankowe w celach transplantacyjnych, molekularna diagnostyka z wykorzystaniem metod transkryptomicznych, genomicznych i proteomicznych, elektroniczna aparatura diagnostyczna i terapeutyczna, konstrukcja protez serca, symulacje operacji chirurgicznych oraz robotyka medyczna, to główne specjalności ośrodków należących do Sieci BioMedTech *Silesia*. Wspólny cel, jaki przyświeca wymienionym ośrodkom, to skoordynowane działania zmierzające do opracowywania i wdrażania technologii umożliwiających wczesną i bardziej precyzyjną diagnozę, zwiększających skuteczność leczenia z jednoczesnym minimalizowaniem niepożądanych skutków ubocznych, oraz poprawiających komfort leczenia.

Szczególnym uwarunkowaniem koncepcji utworzenia Centrum BMT w Zabrzu jest lokalizacja głównych jednostek tworzących sieć Centrów Doskonałości oraz jednostki koordynującej działania sieci w tym mieście. Zabrze - obecnie z zatrważająco wysokim bezrobociem spowodowanym upadkiem przemysłu ciężkiego i górnictwa - potrzebuje nowego kierunku rozwoju. Inicjatywa utworzenia Centrum BMT *Silesia* jest szczególnie ważnym, i w znacznym stopniu symbolicznym krokiem, na drodze przekształcania Zabrza w miasto o wysokim potencjale naukowym, edukacyjnym i kulturalnym. Miasto ma dla proponowanego przedsięwzięcia nie tylko właściwą bazę instytucjonalną (uczelnie wyższe, instytuty naukowe, ośrodki kliniczne) ale i tradycję. Tu powstawała Śląska Akademia Medyczna, obecnie jedna z największych uczelni medycznych w Polsce, tu produkowano jeszcze w latach 80tych cenioną aparaturę medyczną (TEMED), a także sprzęt komputerowy.

Koncepcja Centrum BMT opiera się na analizie strategii rozwojowej każdego z partnerów i wykreowaniu wspólnego obszaru badawczego. Zakładamy dalszy, indywidualny rozwój każdego z partnerów i nawiązanie jeszcze ściślejszej współpracy w wykorzystaniu potencjału intelektualnego i aparatury badawczej, która jest obecnie w ich dyspozycji. Jesteśmy przekonani, że powstanie Centrum BMT jest niepowtarzalną szansą rozwoju naukowego tych instytucji poprzez zwiększanie skuteczności pozyskiwania środków inwestycyjnych (głównie środków strukturalnych i grantów UE) na wspólne działania Sieci Centrów, oraz optymalizację ich wykorzystania.

Układ organizacyjny Centrum zakłada harmonijne działania w kierunku tworzenia wspólnych projektów badawczych i podejmowania wspólnych starań o ich sfinansowanie z dostępnych źródeł budżetowych i pozabudżetowych, w tym dotacji UE, innych środków zagranicznych oraz funduszy prywatnych. Z założenia Centrum będzie stanowić ośrodek naukowy o skali kompetencji i wyposażenia umożliwiających udział w największych konsorcyjnych projektach między-narodowych, w tym również takich jak projekty Wielkich Wyzwań (projekt poznania ludzkiego genomu, proteomu, fizjomu, cognomu). Jesteśmy przekonani, że połączony potencjał intelektualny Centrum umożliwi uzyskiwanie statusu koordynatora projektów europejskich np. Organeom (projekt poznania wszystkich interakcji sztucznych narządów i materiałów na organizm), opartych na koncepcjach własnych.

Centrum będzie miejscem wymiany poglądów i doświadczeń (szkolenia, warsztaty), szkolenia nowej kadry naukowej (fundusz stypendiów doktoranckich, praktyki studenckie) - żywym symbolem innowacyjnego Śląska. Centrum stanie się także miejscem pracy dla najzdolniejszych absolwentów wyższych uczelni szkolących studentów w kierunkach zgodnych z problematyką badawczą nowej jednostki.

Introduction to Biomedical Technology – Focus on Cardiovascular Application (Devices) and Medical Robots

By Zbigniew Nawrat

Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze
Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach
Foundation for Cardiac Surgery Development
Medical University of Silesia
e-mail: nawrat@frk.pl

Abstract.

The introduction to biomedical technology - focus on cardiovascular application, history and news, trends & problems is presented and illustrated by own examples of investigation.

Wprowadzenie do Technologii Biomedycznych – w Szczególności Stosowanych w Układzie Sercowo-naczyniowym i Związanych z Robotyką Medyczną.

Streszczenie.

Praca przedstawia próbę wprowadzenia do dziedziny określanej jako technologie medyczne - szczególną uwagę autor skierował w stronę zastosowań urządzeń i technologii w układzie sercowo- naczyniowym człowieka. Informacje historyczne i nowinki, kierunki rozwoju i nierozwiązane problemy omawianej dziedziny zostały zilustrowane przykładami badań własnych.

1. INTRODUCTION

Have You noticed how many mile-stones inventions was put into practice in the sixties? Such an opportunities like space travels or human organ replacements were only possible thanks to the creation of mixture of the belief and knowledge, what was observed in Europe and USA after Second World War wounds healing. Significant importance in this process had a role of emigrants and presidents, who showed and guaranteed the new course of world.

An explosion in multidisciplinary research, combining mechanical, chemical, and electrical engineering with physiology and medicine during 60's decade created huge advances in modern health care. This decade reveals the new human possibilities in the aerospace traveling and human body organ replacement. Homo sapiens after 2'nd War trauma became not only the hero of mind & progress but also the creator of the culture of the freedom. Computed tomographic scanning was developed at EMI Research Labs (Hayes, Middlesex, England) funded in part by the success of EMI's Beatles records. Modern medical imaging methods like computer tomography (CT), nuclear magnetic resonance (NMR) and ultrasonic imaging enable the surgeon to view very precise a representation of internal anatomy from pre-operative scan modalities. It creates possibilities for realization new intervention methods, for instance so popular by-pass surgery. It was a revolution in disease diagnosis and generally in medicine. In cardiovascular therapy lifesaving implantable defibrillators has been introduced, ventricular-assist, catheter-based ablation devices, vascular stent technology and cell and tissue engineering technologies.

About 4 millions of minimally-invasive surgeries are performed in the world every year. These procedures are carried out by means of special instruments inserted through small incisions in the patient's body. The aim is to limit the operative field and spare surrounding tissue, which would be damaged if a traditional surgical technique were used. The number of endoscopic procedures, less invasive than traditional surgery, performed through natural orifices in the patient's body, or through special openings called ports, is on the rise.

The success of the procedures largely depends on the instruments used. Unfortunately, typical endoscopic (laparoscopic) instruments reduce precision and make the surgery more difficult because they add to hand tremor and almost completely eliminate the natural sense of touch. Additionally, the surgeon does not have a direct view of the operative field-a camera inserted into the body through a third opening transmitting the image to a display.

So the surgeon's task is not easy. An ideal non-invasive surgery can be compared to renovating a house through a keyhole without disturbing the household members. Across the world, physicians and engineers are working to develop increasingly effective instruments to enable surgery with the use of the latest technology. But how can one enhance instrument precision and maneuverability, which are so important in the case of surgery on the beating heart, for instance? Surgical robots provide such capabilities.

The history of each innovation has its own hero: engineers, physicians and ... patients.

The rivalry of artificial heart with heart transplantation are very fascinating for the last decades. First implantations of mechanical heart support in 1966, artificial heart in 1969 - but first heart transplantation (HT) in 1967 and ... first problems, hard to solve. Triumphant return in 1982, when heart implantation as a terminate organ took place and ... success or defeat? The introduction of cyclosporine in eighties, medicine, which prevents the heart rejection give the chance patients after HT and in 1985 - the concept change - artificial heart will be used as a bridge to HT. Only after 20 years the idea of using of artificial heart as a target organ were refreshed for the patients, who were threatened by the sudden death and who could not have HT. This procedure as well as artificial heart was confirmed in 2006 by the FDA. From the other side, there are real people were involved in this history with their ambitions and the fight on the edge of human possibilities and eternal natural laws. For example de Bakey, whom Cooley stole the (artificial) heart (Cooley persuaded the eng. Liotta to implant the artificial heart developed in the team of de Bakey in 'rescue mode') in time, when there was a problem to support the calf for some days using artificial heart. Even the experiment animals have their place in AO history. There was also the trial of developing the atomic artificial heart and great return the usage of turbine pumps. These pumps produce continuous flow, so the patient has no clear pulse. Probably only de Bakey believed that it would be possible to design the pump, where the rotor turns above 10 000 rpm without the blood degradation. Anyway, a certain engineer from NASA helped him to realize this idea after ... own heart transplantation. Probably the signs of these histories You will find in calendar, where on the background of world events a small polish history was added.

WORLD CARDIAC DEVICES MILESTONES & Polish history

1812 French physician, Julien-Jean Cesar LeGallois proposed the idea of artificial circulation.

1882 German Von Schroder introduces the first bubble oxygenator.

1929 German surgeon, Werner Forssman develops the technique of cardiac catheterization, the first to document right heart catheterization in humans using radiographic techniques (the Nobel Prize in 1956).

1934 Dr. Michael DeBakey invents the DeBakey pump (peristaltic).

1937 Artificial heart designed by the Soviet scientist W.P.Demichow was firstly applied with the success on the dog by 5.5 hours.

1949 IBM develops the Gibbon Model I heart-lung machine, delivered to Jefferson Medical College, Philadelphia, PA. Consisted of DeBakey Pumps and film oxygenator.

1952 Paul Zoll develops the first cardiac pacemaker.

1952 Charles Hufnagel sews an artificial valve into a patient's aorta.

1953 Dr. John H. Gibbon, Jr., Jefferson Medical College Hospital, Philadelphia. First successful application of extracorporeal circulation in a human, an 18 year old female with an atrial septal defect.

1953 Dr. Michael DeBakey, Baylor University, Houston, implants a seamless, knit Dacron tube for surgical repairs and/or replacement of occluded vessels or vascular aneurysms.

1957 Wild et. al. report the use of ultrasound to visualize the heart non-invasively.

1957 Dr. C. Walton Lillehei and Earl Bakken, electronic engineer develop the first portable pacemaker. Bakken later forms the Medtronic Corporation.

1957 Dr. Willem Kolff and Dr. Tetsuzo Akutzu at the Cleveland Clinic implant the first artificial heart in a dogs. The animal survived for 90 minutes.

1958 Dr. Mason Sones, a cardiologist at the Cleveland Clinic Foundation develops coronary angiography.

1960s Semm et al. - developing of laparoscopic instrumentation

1960 Dr. Albert Starr, Oregon surgeon develops the Starr- Edwards heart valve. One of the most successful heart valves produced until the late **1970s**.

1966 - first implantation de Bakey& Liotta mechanical heart support pumps

1967 Rene Favaloro, an Argentine surgeon working in the United States performs the first coronary bypass operation using the patient's native saphenous vein as an autograft.

1967 Christian Barnard performs the first heart transplant

1968 A.Kantrowitz et. al., the first clinical trial in man of intra-aortic balloon pumping.

1969 Dr. Denton Cooley, Texas Heart Institute, Houston, Texas, implanted a total artificial heart designed by Domingo Liotta. The device served as a "bridge" for cardiac transplantation until a donor heart was found, 64 hours. The cardiac transplant functioned for an additional 32 hours until the patient died of pneumonia.

1971 ECMO (White) on newborn babies using veno-venous bypass for up to 9 days.

1975 - A.Gruentzing developed the first balloon catheter

1975 Dr. Willem Kolff, University of Utah, designs a nuclear-powered artificial heart (Westinghouse Corporation).

1975 Biomedicus Bio-Pump (Centrifugal) introduced for clinical application.

1975 Introduction of computerized axial tomography, the "CAT-scanner."

1977 Newer generations of mechanical prostheses include the monoleaflet Medtronic-Hall as well as the bi-leaflet St. Jude Medical

1979 The Jarvik TAH is designed using a flexible four-layer diaphragm and a structural design that fits in the human chest. This design was a larger 100cc version of today's CardioWest TAH-t, which is 70cc.

1981 Dr. Denton Cooley implants another pneumatically- driven artificial heart designed by Dr. Akutsu. This artificial heart was used for 27 hours as a "bridge" to cardiac transplantation.

1982 Dr. William DeVries implants the Jarvik-7 into Barney Clark, DDS, Dr. Clark lives 112 days.

1984 Loma Linda Medical Center, Baby girl Faye's native heart is explanted and replaced with a baboon heart. She survived for 3 weeks.

1984 First human implant and successful Bridge-to-Transplant is a Novacor® LVAS.

1985 The FDA gives approval for Hershey Medical Center to perform six Penn State artificial heart implants as bridges to human heart transplants. This heart is no longer used with human subjects.

1985: At the University of Arizona, Dr. Jack Copeland implants a prototype TAH in a patient who had rejected a recently transplanted heart.

1985 successful heart transplantation in Zabrze (Religa)

1986 implantation of BRNO LVAD (Z.Religa with Vascu team from Brno)

1986 the first atherectomy devices that remove material from the vessel wall were introduced

1987 introduction of the first use of coronary stent (by 1997, over one million angioplasties had been performed world-wide)

1987 implantation of BRNO TAH VII (Z.Religa with Vascu team from Brno)

1987 implantation of TAH POISK (Z.Religa with Shumakov from Moscow)

1990 First LVAS patient discharged home with a Novacor® LVAS.

1990-1992: The FDA withdraws the Investigational Device Exemption (IDE) from Symbion for the clinical study of the Jarvik TAH. Symbion subsequently donates the TAH technology to University Medical Center (UMC), Tucson, AZ, which reincorporates the company and renames it CardioWest.

1991 - 9th December - signing of notarial act - setting up of Foundation of Cardiac Surgery Development, The first session of Founder Board, where the Foundation Council and its Board is created.

1991 first successfully bridge to transplantation (Berlin Heart LVAD, Z.Religa)

1993 implantation of polish POLVAD (Z.Religa)

1993 - 5th March -The first polish ventricular assist device (POLVAD) is implanted to patient in the Cardiacsurgery Faculty of Silesian Medical University by prof. Zbigniew Religa.

4th september - the official start using capital expenditure of 2 million \$ of Instute of Research and Development of FCSD, consisted of Biological Heart Lab and the Artificial Heart Lab as well as experimental and clinical teams.

1994 - first FDA-cleared robot for assisting surgery (Automated Endoscopic System for optimal Positioning AESOP produced by Computer Motion)

1994 - FDA approval of the pneumatically-driven HeartMate LVAD (Thermo Cardiosystems, Inc.) for bridge to transplantation (the first pump with textured blood-contacting surfaces).

1996 - REMATCH Trial (Randomized Evaluation of Mechanical Assistance for the Treatment of Congestive Heart failure, E Rose principal investigator) initiated with HeartMate VE (Thoratec Corp.). Results published in 2002 showed mortality reduction of 50% at one year as compared to patients receiving optimal medical therapy.

1996 - November - Symposium organized in FCSD on the state and perspectives of development of artificial heart with the participation of famous specialists in this domain: prof. Adrian Katrowitz, University of WAYNE, Detroit (the constructor of the first in the world devices for mechanical support of the heart muscle), prof. Yukihiro Nose, Baylor College of Medicine, Houston (the Head of International Association of Artificial Organ - ISAO, Founder of the best center of heart assist devices research in USA), prof. Peer M. Portner, Stanford University (co-designer of the first, clinically used, implantable ventricular assist device NOVACOR), prof. Kou Imachi, Institute of Medical Electronics, Tokyo University, Kunihiko Mabuchi i Shin - ichi Nitty, Japan, Klaus

Affeld, Virchow - Klinikum Humboldt Univ. in Berlin, Helmut Reul - the Head of Biomechanic Faculty of Bioengineering Helmholtz Institute in Aachen and Heinrich Schima - the Head of Biomedical Research Center in Vienna.

1997 19-22 Jan - prof. Sir Donald Ross from London - the pioneer of work on biological valve was the guest of FCSD.

29 Sept - prof. René Favaloro from Argentina - the creator of coronary artery disease treatment based on the bypass grafting method Alejandro Juarez Hernandez, the Head of National Institute of Cardiology in Mexico were the guests of FCSD

1998 - Simultaneous FDA approval of HeartMate VE (ThermoCardiosystems) and Novacor LVAS (Baxter Healthcare Corp), electrically-powered, wearable assist systems for Bridge to Transplantation, utilized in more than 4,000 procedures to date.

1998 - First clinical application of next-generation continuous-flow assist devices. DeBakey (Micromed Inc.) axial-flow pump implanted by R. Hetzer, G. Noon and M. DeBakey.

1998 - October - the start of research project on cardiac surgery procedures simulation. (Z.Nawrat).

1999 - First clinical application of a fully-implantable circulatory support system. LionHeart LVAS implanted in 67 year-old male recipient by R. Koerfer and W. Pae.

2001 - The AbioCor totally implantable, electrically-powered TAH is implanted into patient Robert Tools by L. Gray and R. Dowling (clinical trial is ongoing.).

2002 - FDA approval of the HeartMate VE LVAD for permanent use (Thoratec Corp.).

1994 HeartMate LVAS has been approved as a bridge to cardiac transplantation.

1998 Carpentier&Loulmet performed first in the world endoscopic operation of single bypass graft between left internal thoracic artery and left anterior descending (LITA - LAD) and 1998 first operation inside the heart - mitral valve plastic and atrial septal defect closure was performed (da Vinci).

1998 Mohr & Falk bypass surgery and mitral valve repairs in near endoscopic technique (da Vinci)

1999 D.Boyd - first totally endoscopic Zeus-based coronary artery bypass graft (E-CABG)

2000 physicians in Houston US have realised the implantation and have got the first patient in the clinical investigation of the Jarvik 2000 Heart.

2000 - start of multidisciplinary team created for realization of polish cardio-robot Robin Heart leded by FCSD in Zabrze (Z.Religa &Z.Nawrat)

2000 19 Nov - the polish VADs first usage in Argentina, the Clinic of Transplantology and Cardiac Surgery of Favaloro Institute in Buenos Aires

2000 12 Dec - FCSD organized the first in Poland Cardiac Surgery Robots 2000 Symposium, with the participation of national authorities in this domain. This meeting was to exchange experience and to precise the expectations of the construction and features of cardiac surgery robot, on which works are coordinated by the Institute of Heart Prostheses of FCSD.

2001 - Doctors Laman Gray and Robert Dowling in Luisville (Kentucky, USA) implanted the first autonomic artificial heart - AbioCor (Abiomed, Inc, Danvers, Mass).

2001 The first trans-Atlantic telesurgery - Lindbergh operation - surgeon from New York operated patients in Strasburg using ZEUS® system.

2001 the first full implantable TAH Lion Heart (the Texas Heart Institute in Houston, Abiomed in Danvers, US) was used.

2001 - 29 May - FCSD and the Faculty of Mechanical Circulatory Support of Silesian Medical Academy in Zabrze, directed by the prof. Zbigniew Religa, organized first in Poland workshops "Artificial Organs 2001", devoted to methods of treating of patients with failure organs.

2002 Novacor® LVAS becomes the first implanted heart assist device to support a single patient for longer than five years.

2004 The CardioWest TAH-t becomes the world's first and only FDA approved temporary Total Artificial Heart. The indication for use is as a bridge to transplant in cardiac transplant patients at risk of imminent death from non-reversible biventricular failure.

2004 23 Jan - FCSD organized the First Silesian Workshops of Biotechnology and Bioengineering „Bio-Tech-Med Silesia”

2004 - The BioMedTech *Silesia* (16.09.2004), were one of the 80 scientific centers, which given the Status of Coordinator of the Centers of New Technologies Excellence for Heart Diseases Treatment "ProCordis".

2005 - introducing the young session in BioMedTech Silesia - for student and gymnasium& introducing the doctor session (especially for RFSD)

2006 The next-generation pulsatile VAD, the Novacor II, entered key phase of animal testing with the first chronic animal implant.

2006 The FDA approved the first totally implantable total artificial heart - AbioCor.- for people who are not eligible for a heart transplant and who are unlikely to live more than a month without intervention

2006 - December - first International Conference Medical Robotics & the Robin Heart Vision inauguration

2007 - March - first International part of BioMedTech Silesia Conference & first International Workshop for new surgery technologies
In summary 200 POLVAD implantation in 7 centres with over 200 days the longest time on one patients heart support

Start of polish artificial heart Project (long-term, government Artificial Heart Program), which is to support the continuation of works on full set of blood pumps for assisting and replacing the heart including total implatable artificial heart.

2. THE MINIMAL INVASIVE CARDIOLOGY TOOLS.

Minimal invasive cardiology uses a separate group of the tools, operating through vessels to perform actuation (ablation of material, balloon angioplasty, deployment of stent), sensing (pressure), transportation of material or energy

(contrast fluid, embolization material, or signal from sensors for diagnostic purposes).

Balloon angioplasty (percutaneous transluminal coronary angioplasty or PTCA) is widely used for treatment of the blockages of coronary artery disease. This is often (over 70%) accompanied by inserting an expandable metal stent. Percutaneous **balloon valvuloplasty** of mitral or aortic valvular stenoses has proved to be highly effective in providing long-term hemodynamic and symptomatic benefit in neonatal, pediatric, and adult patients. Kan and associates described the first clinical application of balloon valvuloplasty in 1982, in which excellent acute improvement in transvalvular gradient was achieved in five children with pulmonary valve stenosis. A randomized trial comparing mitral balloon valvuloplasty to open surgical commissurotomy among patients with favorable valvular anatomy demonstrated comparable initial hemodynamic results and clinical outcome among patients treated with either technique, although hemodynamic findings at 3 years were more favorable in the balloon valvuloplasty group.

Intravascular stenting of arteries is one of the most frequent operations in cardiovascular surgery. Stents are inserted into a vessel with injured inner wall to avoid its destruction, thrombi formation or vasoconstriction. Vascular stent should have the shape enabling elastic and durable adjusting to the vessel. There have to be (e.g. gold) marker lines, allowing stent observation during procedure (rtg monitoring). Stents are made from the metals alloys using various techniques. They can be formed from the wire or through excising from tubes using laser. More recent research uses alloys with the memory of the shape (Nitinol). Such a stents, in cooled stage are transported to the target place, where after warming up to physiological temperature they reach the final shape. One of first stent clinically applied (Wiktor-GX stent, Medtronic Interventional Vascular, Holland) is the original project of Pole, Dominick Wiktor, living in the USA at present. The first clinical implantation of stent took place in 1989r. The problem that plagues about one-third of patients who receive angioplasty with or without stents is "restenosis" - the recurrence of the narrowing of the blood vessel. The new drug-coated stents release a medication that blocks that scarring process. To improve its biocompatibility and to prevent the situation of renewed vessel closing the surface of stents is covered by heparine. Stenting procedures can also be connected with genetic therapy by covering its surface by the layer of polymer, which put into the vessel wall releases the genetic material, which blocks the cell growth. The polish original stent was called a Chopin.

3 Minimally Invasive Surgery Tools

Minimally Invasive Surgery MIS is the operation technique based on the access to the patients body via small incisions. The long rigid instruments (scissors, forceps, different kind of knife) inserted via trocars can be used to move, retract and cut tissue in abdomen (laparoscopy), chest (thorascopy), blood vessels (angioscopy), gastrointestinal tract (colonoscopy), uterus (hysteroscopy) and joints (arthroscopy). Currently, such tools as retractors, forceps, graspers, suture needles, scissors, knives, laser incision instruments, specimen bags, etc. are available. A video camera is generally operated through a trocar port for visualization and control of the procedures in the cavity. High definition video cameras and monitors are then attached to the camera and a surgical team can get a clear picture of the affected internal area without resorting to radical, disfiguring surgical incisions to physically open the patient.

Due to fixed entry points of the instruments in the abdominal wall the degree of freedom are reduced, the movements are mirrored and scaled. The future is open for semi-automatic tools for MIS. The coupling between observation and manipulation, the hand-eye coordination is disturbed, tactile information about tissue properties partially, due to friction and the poor ergonomic design of instruments, lost.

Laparoscopic or thoracoscopic surgery requires surgeons to perform complex procedures using a standardized set of tools. For laparoscopic procedures special sewing devices, ligating instruments, knot pushers, clips and clip appliers have been developed. The clamp is an essential tool during surgery where blood flow to an organ must be stopped or controlled. There is a need for secure and easy methods for suturing in laparoscopic surgery. Laparoscopic suturing can be done with a suture, using automatic sewing devices or clips. When a surgeon wants to suture laparoscopically in the traditional way by using a Roeder knot for instance, the tying of the knot requires some expertise and makes the procedure more complicated and time-consuming. The vascular clips provide a very easy (and secure) method of stopping blood flow while performing procedures on vessels. The locking forceps allows for easy, precise, and secure grasping of the surgical clips. The risky point of a clip is the open end of its u-shaped design, that makes it possible for the clip to slip off. Sutures avoid this risk by totally enclosing the structure to be occluded. Knotting instruments require a two forceps technique, while for sewing devices one working channel is enough.

There has been a tremendous interest in the development of **anastomotic devices** for coronary surgery ease of use and creates a short anastomotic time (< than 1 minute). There are manual and automatic anastomotic devices (**Aortic Occluder™** from Guidant, **Symmetry™ Bypass System Aortic Connector, Passport™** automatic proximal device, **Magnaport** from Ventrica, **Coalascent Surgical™**, **Spyder device, Coalescent U-CLIP™**. Automated anastomotic device will level the playing field and allow for more surgeons to perform more perfect anastomoses. Endoscopic surgery in a major cavity in the body requires space for manipulation and local cardiac wall immobilization for coronary artery grafting on the working heart. One of the revolutionary instrument used in beating heart surgery is Octopus (Medtronic). The name comes from its suction device of two arms and a series of “suckers,” which allow to position the heart in various places with the chest open.

The rapid development and growing interest in MIS methods forced creation of modern, complicated tools: cardiosurgical robots.

4. MEDICAL ROBOTS

Currently the number of people on the Earth is above six billions. Smaller and smaller number of alive organisms and about million, more and more „intelligent”robots accompanies them.

The robotics, as the technical discipline, deals with the synthesis of certain functions of the man by means of using some mechanisms, sensors, actuators and computers. The robot consists of mechanical manipulator, the control system implemented both in hardware and software. Among many types of robotics at present one of the newest but rapidly developed is the branche of the medical and rehabilitation robotics, which includes the manipulators and robots dedicated to support the surgery, therapy, prosthetics and rehabilitation. They serve to help fighting with the pareses of man and can also fulfill the role of patient’s assistant. Rehabilitation manipulators can be steered by some ergonomic user interfaces e.g. by the head movements, the chin, the optic knob itp. The ‘nurse’ robots for patients and handicapped persons service develops very quickly. Partially or fully robotics devices help in almost all life actions, like e.g. person moving, consuming meals, simple mechanical works, science and entertainment. The already existed robot-nurse: HelpMate, moving on the hospital corridors and rooms delivers meals, helps to find the right way etc.

From one side we aim to creating robots similar to the man (humanoid), able to direct care, and from the other side robotic devices are constructed - telemanipulators - controlled by the man tools allowing to improve the precision of human tasks. Such a robots like ISAC (Highbrow Soft Arm Control)

or Helpmate can replace the nurse, who will give information, help to find the way, bring the medicines and the meal. In case of lack of the qualified staff, for the care over needed patients at the home - this kind of the robots will carry irreplaceable help.

5. SURGERY ROBOTS

Robotic surgery was born out of microsurgery and endoscopic experience. Robot invented for less, minimally invasive cardiac surgery is a computer-controlled device, located between surgeon’s hands and the tip of a surgical instrument. Currently used cardiac surgery robots fulfil the function of tele-manipulators, which main task is to detect and scale up or down the surgeon’s hand movements and precisely translate them to the movements of robot’s arm equipped with tools.

Four types of robotic systems are generally used in contemporary medicine:

- Robots, replacing the assistant during surgery. By means of such a systems like AESOP (Computer Motion, USA - currently out of production) or EndoAssist (Armstrong Healthcare Ltd, High Wycombe, Wlk. Brytania) the surgeon can control the movements of endoscopic channel on its own.
- Surgical robots - Telemanipulators with precise tools are used willingly in many types of surgery. Because they are also the tele-surgery systems, they allow to perform the surgery for long distance. Currently system daVinci (Intuitive Surgery®, USA) is clinically used. In Poland the Robin Heart family of prototype surgery arms were developed. Robot - teleoperator with the host computer allows movement scaling during the mapping of operator commands into tool arm movements and the hand tremor elimination can also be done. Thanks to high quality of image acquisition, process and transfer they can provide better view of operation field with the possibility of image zooming (the control of movement is made using the observation.) Experimentally not only camera but also the set of other surgical room devices was controlled by voice (Hermes, Computer Motion ®)
- Navigation robots (passive systems) - realize precise positioning and required trajectory holding. They are used in neurosurgery procedures, biopsy (e.g. VectorVision (BrainLab, Cambridge, Wlk. Brytania), NeuroMate (Integrated Surgical Systems, USA).
- Navigation surgical robots (active systems), working as actuator tools in the system of trajectory mapping, according to operation pre-planing (active navigation) used mainly in radio-surgery interventions CyberKnife (Accuray Inc, USA), neurosurgery: Roboscope (Imperial College, Londyn) and orthopedic operation : Robodoc (Integrated Surgical Systems, USA).

Medical surgery robotics is relatively young field of technique. In the second part of eighties the first clinical trials in neurosurgery and orthopedic started. In 1985 - the positioning of needle during brain biopsy was performed: 52 years old man was placed in CT and robot was used to provide positioning and orientation of the biopsy needle slide. PUMA 560 industrial robot was used. These experiments were stopped due to safety reasons.

NeuroMate neurosurgical robot was tested in Grenoble. ROBODOC system was developed by R.Taylor in USA (cooperation with IBM) and used in orthopedic surgery. The same application field was covered by developed in Germany system CASPAR (B. Davies, London Imperial College) used for prostate surgery.

ROBODOC is a surgery assistant, which action is based on preoperation CT diagnosis and surgery planning including also implant selection (OrthoDoc system). RoboDoc during the arthroplasty of hip joint creates precise whole in thigh bone of the patient. The system during bone cutting procedure uses the force-torque sensors and the monitors of bone movements.

Probot was designed as an active robot used in the cross-urethra prostate resection. Traditional resection methods consist in speculum usage for bladder monitoring through the urethra and the needless tissue removing by means of electric loop. Probot is adapted to work together with ultrasonic device providing the 3D prostate model. It improves the surgeon situation by clear image of the gland and its part for removing.

AMES robot can be used for the simple surgery and brain biopsy. Small robot's probes can be placed during the synchronized control of speed and press force. Control system based on learning neural net is able to more advanced actions like e.g. tissue features differentiation and reasoning of its type.

For the orthopedy and others fields connected with the surgery of bone and joints (movements of hard tissue, constant during operation) e.g. plastic surgery, neurosurgery - positioning and orientation in the tool space is the effect of diagnostic reconnaissance. It is hard to reach during soft tissue surgery, cardiac surgery procedure and especially during beating heart procedure. The knee or hip joint surgery is more predictable than e.g. aortic - coronary artery bypass grafting performed on the beating heart.

An application of teleoperation allows to remove the tremor and to introduce the scaling of hand movement range via interface of manipulator on properly exact movements of tool inside the body and as a result - improves the ergonomics and precision. Supervision is held using optical observation via voice or manually controlled endo-camera (2D or 3D). American cardiosurgical robots have been produced by two, currently merged, companies, Computer

Motion® (Computer Motion Inc. of Goleta, Calif., CM), and Intuitive Surgical® (Intuitive Surgical, in Mountain View, Calif., IS) firstly clinical used in Europe. The voice control not only of camera but also of different devices making up the equipment of the operating hall (system **Hermes**) was introduced. First on world mechanical assistant of surgeon - voice controlled endoscope positioner **AESOP** 1000 (Auto Endoscopic System for Optimal Positioning) - was introduced by firm CM in 1994. In January - May 1998 a French team in Paris and German group from Leipzig performed using **da Vinci** (IS) telemanipulator first in the world endoscopic operation of single coronary bypass and mitral valvuloplasty. In summary, about 1000 surgical and endo-camera robots were installed in clinics many countries (also in Poland, Katowice) till now used for more than 130,000 minimally invasive procedures across a broad range of surgical applications such as general surgery, gynecology, spinal, urology and cardio thoracic.

In 1999, the **Zeus** surgical system made history in the world's first robotic-assisted beating-heart bypass surgery, by Douglas Boyd, MD. In 2001, the first trans-atlantic telesurgical procedure was performed using the Zeus system. The doctors in New York removed a gallbladder of a 68-year old patient in Strasbourg, France, and the procedure was reported successful with no complications.

The Intuitive Surgical Inc, (US) da Vinci telemanipulator consists of three or four robotic arms in one set fixed on one common column, placed near the operating table.

In opposite to AESOP system da Vinci arm for camera holding is integrated with all robotic arms. Today approximately 400 da Vinci Systems have been installed worldwide, its application have been described in thousands of scientific publications and presentations. It is CE marked and FDA approved and used in over 300 hospitals in America and Europe. The da Vinci was used in at least 16,000 procedures in 2004 and sells for about 1.3 million dollars.

In Europe the Armstrong Healthcare Ltd (UK) produced telemanipulator EndoAssist. A robot system EndoAssist holds a conventional laparoscopic telescope and camera, coordinated by the surgeon's head movements. EndoAssist (CE marked and cleared by FDA) has also been used in telesurgical applications with control via a joystick communicating with the robot over a telephone line. In comparison with AESOP is rather not popular about thirty systems installed worldwide now and has been used in several thousand clinical procedures.

The future of robotic surgery has significant potential what verified in many clinical applications. The procedure completed without the need for an additional assistant is called as 'solo surgery'. Robotic assistance has enabled a solo surgery approach.

The surgeon needs assistants of next robot arm during operation mainly for stabilization of heart (beating heart bypass grafting) or another tissue. The several trials of using two da Vinci console tested advantages of such system. As the answer - the IS prepared the da Vinci S model with four arms.

The devices provides an “inside equipment store” for the surgeon are also needed. A self-sufficient Cargo Module was developed as a transportation and depot device by Dresden group. With the Assist Module the surgical equipment, tissue and vessels can be positioned on a desired place in the operating field. This module provides the surgeon an “assistant” inside the closed chest.

Potential applications of robotics in cardiac surgery includes: aortic valve replacement (standard or percutaneous technology); tricuspid valve repair; descending thoracic aortic surgery; transmyocardial laser revascularization; ventricular septal defect, patent ductus arteriosus, coarctation; intramyocardial delivery platform for biological agents such as stem cells, molecular therapeutics, genetic vectors and **AORobAS** - Artificial Organs Robotically Assisted Surgery. For us in Institute of Heart Prostheses FCSD the most interesting is surgery connecting to artificial organ implantation. Our future plans, **AORobAS**, include carrying out of a robotically assisted less invasive procedures to implant pumps and valve.

Intuitive’s da Vinci system is therefore the only surgical telemanipulator that is currently clinically being used. Due to the fact the **acceptance of the system decreased**, a total of 2984 endoscopic cardiac procedures worldwide (reported in a company based registry) have been performed in 2005 and increased **steadily**. This includes totally endoscopic coronary artery bypass grafting (TECAB) procedures or small access single- or multivessel coronary artery bypass procedures with endoscopic uni- or bilateral internal thoracic artery (ITA) harvest (**1784 procedures**). The number of MVR increased within 450 cases in 2004 over 600 in 2005 to 850 in the first ten months of 2006 (reported in a company based registry) [Jacobs 2006].

Raising numbers **of procedures may be achieved** due to development and improvement of facilitating anastomotic devices (MVP magnetic coupling device) and augmented reality with preoperative planning and intraoperative navigation. Based upon pre-operation cardiac surgery simulations the optimisation of cardiac surgery procedures can be established.

Effectives and expanding of robots usage fields needs searching the most effective cardiac robots application range, building the strategy of its usage, simulation the operation results issue and creating the knowledge base supporting the robot’s arm navigation and cardiac surgeon decision making, studying of image processing methods for optimal robot’s arm navigation [Jacobs 2006].

A cardio-robot was invented in USA in nineties of the last century based on StarWars project technologies prepared by NASA and Pentagon. In Europe, Poland the Robin Heart family robots is developed. The Foundation of Cardiac Surgery Development (FCSD)in Zabrze began in 2000 the grant for realization of the prototype of a robot useful for cardiac surgery. The multidisciplinary team including specialists in medicine and techniques prepared till now 4 robot prototypes named Robin Heart.

The goal of project is :

- Safe, reliable and repeatable operative results with less patient pain, trauma and recovery time
- Healthcare costs decreasing
- Support the technology breakthrough - significant increase of the number and type of minimally invasive procedures available to patients.
- Friendliness guarantee both for the patient and surgeon.

The surgical robots design criteria & problems:

Controlling - the design of surgeon user interface. We work out many models of suitable for surgeon contact systems, using the experiences of centres designing the artificial hand and HAPTIC systems

Safety - checking the quality of device execution, working on the multi-type sensor systems including the arm sensors and image processing information

The **advisory systems** - supporting the operation planning. Using the experiences of our Bio-Cybernetics Lab. FCSD in cardiac surgery procedures simulations we work on the system for recognizing the object, comparing it with diagnostic image from data base and advising the surgeon the optimal solution.

Surgical tools - working out of series of universal and specialised small, elastic, adaptive control and easy to operate, tools for performing the concrete activities during the cardiac procedure. The experience in clinical beating heart cases has demonstrated the importance of small instrumentation to successfully complete these procedures. The space in the chest when performing a beating heart case is limited to about 3 cm between the chest wall and the target vessel. The working tips of microsurgery instruments must be smaller than 5 mm to not obscure the small endoscopic field of view and efficient maneuver in the small space within the chest. The bigger instruments are not able to effectively articulate due to the wide space that is swept out when articulating, thus negating any

benefit articulation might afford. We plan the usage of micro-engines, elastic grabbers matching their properties to the object shape and application the new materials - alloys with shape memory, diamonds facing etc.

The **testing and training stands** - every part of robot, before introducing to the further designing stage will be tested by physicians on special prepared stands

Small invasive placing the artificial organs - we work out the ways of valves, heart assist pumps and pacemakers fixing etc. Especially the semiautomatic tools for canula implantation is designed.

Assistant - widely developed is application of the robot in beating heart surgery. The assistant in beating heart cases can provide counter traction for the arteriotomy, retraction to expose the vessel, facilitate suturing during the anastomosis and must be able to effectively integrate amongst the robotic arms to use a mister/blower to clear the field.

Port - optimal port location is necessary to provide a significant benefit to the patient, ensures patient safety and minimizes any pain at the port site. the construction of robotic arms must allow the optimal port configuration and localization of the instruments related to heart vessel

Sterility - the robot system have to be easy configured for the sterile field. The reusable instruments and instrument drivers can be sterilized by autoclave, steris or ETO. The arms are draped. Instrument sheaths and instrument backs are provided as disposable for single use only.

Effectives and expanding of robots usage fields - searching the most effective cardiac robots application range, building the strategy of its usage and performing the experiments on animals, simulation the operation results issue and creating the knowledge base supporting the robot's arm navigation and cardiac surgeon decision making, studying of image processing methods for optimal robot's arm navigation

The surgery is a form of tactile cooperation - during the procedure the surgeon is in physical action with patient either by his hand or by surgery instruments. In tele-surgery environment the operator remotely control the movement of "surgical theatre" by means of local movements of surgical manipulator. Till now no efficient and reliable force feedback system providing tactile sensing to the operator from the tooltip exists. The surgeon using robot during sewing does

not feel the thread! The crucial points for surgery robotic system constructors is the safety system, force monitoring, predicting of cut limits, critical cases handling and sterilization.

At the starting point of RH project the multidisciplinary team from several scientific centers in Poland was setup. The group of basic constructors both of mechanical and electronic part was mounted consists of teams led by mechanics Leszek Podsedkowski, Krzysztof Mianowski, electronic engineer and programmer Paweł Kostka and responsible for the project Robin Heart the author of presented paper. The robot, or actually a "tele-manipulator," is the first ever tool capable of assisting a surgeon by providing the capability to directly use surgery simulation and planning methods. Several models of the robot have been developed, differing in control and mounting systems. The Robin Heart 0 and Robin Heart 1 have an independent base and are controlled via an industrial computer and specialist software. The Robin Heart 2 is fixed to the operating table and has two arms, on which one can fix various surgical instruments. The control system uses its own software as well as signal and specialist microprocessors. The latest model, known as the Robin Heart Vision, will become the surgeon's partner in the operating room next year. It will replace a human assistant who usually holds the "telescope" of the video channel to enable the observation of the operative field of laparoscopic instruments. As a result, the surgeon will be able to perform part of the surgery unaided by other people. The Robin Heart Vision is easy to use and install, and can be conveniently carried in a suitcase. The Polish heart surgery robot is an original design. Thanks to its modular structure, it can be adjusted for surgery of different types. Work is under way to introduce a "tele-collaboration" (Robin EXPERT) system to be used during surgery. It will contain the real image from the camera, diagnostic data and surgery simulation data. The surgeon will be able to use the "tele-collaboration" program at any moment as it will be voice-activated and voice-controlled. New instruments and applications for the robot are also being developed. There are plans to use the robot for implanting artificial organs, prostheses and ventricular assist devices (*AOROBAS* project).

Results of works carried out in the range of RH project realisation were given under a public evaluation during started in 2001, in FCSD (Zabrze, Poland) annual Surgery Robotic Conference. Mentioned above conference - Medical Robots Conference, currently achieved the status of international platform for participant's projects presentation, exchange of experiences and is also occasion for polish Robin Heart system testing. Promotion action conducted from the beginning of the project realisation as well as fact, that the big group of young scientists and students were involved in it was the reason, that this pioneer project became an initial sparkle of huge wave of interest in medical

robotic systems in Polish universities. Currently several Polish technical and also medical universities created autonomous faculties of medical robotics and run the lectures from these disciplines. Now there is an enormous and encouraging perspective for the development of surgical robotics in Poland.

6 THE SURGERY PLANNING SUPPORT TECHNOLOGY

Modern medical imaging methods like computer tomography (CT), nuclear magnetic resonance (NMR) enable the surgeon to view very precise a representation of internal anatomy from pre-operative scan modalities. Scan can be combined with an anatomical atlas producing 3-D patient model and the model of devices like artificial heart or valve can be added for treatment planning prior to the operation.

For surgery robots (telem manipulator) the following distinct phases can be recognised:

- pre-operative planning: The optimal strategy is defined based on 3-D computer model.
- robot assisted intervention: A calibration routine brings robot, patient and image system to common frame of reference - e.g. by anatomical (or artificial) landmarks.
- feedback and re-planning: The robot starts to work under supervision of surgeon. Sensor information assures that the anatomy is as expected and stored by a model in computer. If deviations occur the surgeon is asked for a revised strategy, or for permission to continue.

Computer flow simulation method plays an important role for analysis of the heart disease development, for optimisation of particular patient surgery and for long term function of graft prognosis. In simulation the input data (biochemical data, diagnostic data, geometry study, biophysical data) is transformed for test output data, which is the hemodynamic pressure and flows or another characterization of biological object modified by surgery.

We propose an original solution of remote-control manipulator for cardiac surgery with computer based advisory system. Information gathered in prepared database may be used by surgeon as on-line expert system to support him in decision making. A first step is to prepare the robot-assisted surgery relates to both computer and physical models of particular operation type. Based upon pre-operation cardiac surgery simulations the optimisation of cardiac surgery procedures can be established.

The main issues of computer simulation support of surgery robot:

1. **The operation planning** - Based on diagnostic data (images, pressure and flow signals, etc.) computer and physical models can be created. *In vitro*

simulations performed on them, may be used to find the optimal way of operation (the joint point localization, the graft selection). Prepared report can be presented to surgeon as a hint for robot choreography planning. This stage also should include: input port localization on patient skin, the type of tools and the way of taking and preparing the graft branch.

2. **Advisory and control system** - During the operation, diagnostic image from various sources (data base, diagnostic device) can be called by surgeon and superimposed on real operating image to localise the optimal place for CABG connection. Also the simulated or real taken from previous operation recorded in database effect of particular way of connection could be obtained.

The introduction of robots to cardiac surgery gave as the possibility of direct and practical use of surgery procedures simulation results to the robot information system.

Surgical planning and augmented reality are likely to enhance robotic surgery in the future. The interesting case of applying preoperative in robotically assisted cardiac surgery planning, intraoperative registration, and augmented reality was performed by Falk et al [Falk 2005]. The regions of interest (ie, heart, ribs, coronaries, internal thoracic artery) were segmented semiautomatically to create a virtual model of the animal. In this model the target regions of the total endoscopic bypass procedure along the internal thoracic artery and anastomotic area were defined. Algorithms for weighing visibility, dexterity, and **collision avoidance** were calculated after defining nonadmissible areas using a virtual model of the manipulator. Intraoperatively, registration of the animal and the telem manipulator was performed using encoder data of the telem manipulator by pointing to the fiducials. After pericardiectomy, the reconstructed coronary tree was projected into the videoscopic image using a semiautomatic alignment procedure. In dogs, the total endoscopic bypass procedure was completed on the beating heart.

For medical application very important are matching procedures between diagnostic images and off-line intervention planning and real execution. Many problems still remain for soft tissue surgery where deformations may occur. The navigation and guidance of the instruments highly depends on the surgeon's skill who has to combine his intra-operative views with the information extracted from the pre-operative images.

Several scientific groups work on **computer method for preparing quasi stationary view**. The da Vinci robot uses a two-camera endoscope that feeds images to the surgeon's viewer. Images from the left and right cameras are fed to each of the surgeon's eyes separately, providing a 3D view of the tissue being operated on. The Mylonas's system exploits this by fitting an infrared

eye tracker to the viewer. This monitors each eye to detect precisely where the surgeon is looking, and then calculates the distance to the point their gaze is fixed upon using triangulation. The software first constructs a 3D model of the heart by tracking the surgeon's eyes as they move over the organ. Then it creates a real-time moving image by recording the changes in the surgeon's focal point as the heart beats. The endoscope is calibrated to move forwards and backwards in time with this image, after which the heart appears stationary to the surgeon viewing it through the two cameras. The surgical instruments are also calibrated to move in synchrony with the beating heart, removing the need to constantly move them back and forwards, and allowing the surgeon to concentrate on performing the operation. The software has so far only been tested on an artificial silicone heart using a robotic arm.

According to surgeons and device executives, surgeon **training** is the key to the future success of the robotics industry. Because modern surgery is very difficult and challenging, the surgery training will become comparable to fighter pilot training while the robotic systems are having a huge impact on surgical education, and for sure will be integrated into surgeons future education process. Currently for clinical use of the da Vinci surgical system, the FDA requires a 2-day training course to understand the set-up, maintenance, and applications of the surgical system, in addition to animate laboratory training. Each of the device manufacturers has training programs in place to advance the skill sets of both new and established surgeons.

Both the virtual and real station are used for **MIS education**. As a example commercial products include:

LapTrainer z SimuVision (Simulab Inc., Seattle, Washington, USA, www.simulab.com), ProMIS (Haptica Inc., Boston, Massachusetts, USA, WWW.haptica.com), Laparoscopic Surgical Workstation & Virtual Laparoscopic Interface (Imersion Inc., Gaithersburg, MD, USA, WWW.immersion.com), Phantom devices (SensAble Technologies Inc., Woburn, Massachusetts, USA, www.sensable.com), Xitact LS500 Laparoscopy Simulator (Xitact S.A., Lausanne, Switzerland, www.xitact.com), Lapmentor (Symbionix Inc., Cleveland, Ohio, USA, WWW.symbionix.com), Surgical Education platform (SEP) (SimSurgery, Oslo, Norway, WWW.simsurgery.no, www.meti.com), LapSim (Surgical Science Lmt., Gothenburg, Sweden, www.surgical-science.com), ProceDus MIST (Mentice AB, Gothenburg, Sweden, www.mentice.com), EndoTower (Verifi Technologies Inc., Elizabethtown, Pennsylvania, USA, www.verifi.com), Reachin Laparoscopic Trainer (Reachin Technologies AB, Stockholm, Sweden, www.reachin.se), Vest System (Virtual Endoscopic Surgical Trainer) (Select-IT VEST Systems AG,

Bremen, Germany, www.select-it.de), Simendo (Simulator for endoscopy) (DeltaTech, Delft, Netherlands, www.simendo.nl)

7. BLOOD PUMPS

The extracorporeal circulation (**perfusion**) and the controlled stopping of heart action makes it possible to perform the open heart operation. In common use are the peristaltic pumps, where the turning roll locally tightens the silicon drain to move suitable volume of the blood. The negative phenomena of this procedure like e.g: the damage of blood morphotic components are eliminated or reduced by pump construction and material improvement. The patients with failure both heart and lungs are assisted by the system consisted of pump and oxygenator. The methods of time oxygenation (supply oxygen to the blood) for extracorporeal blood (**ECMO**- Extracorporeal Membrane Oxygenation) was applied first time in 1972 by Hill. The currently available centrifugal pump are BioMedicus Biopump, (Medtronic, Minneapolis, MN), CentriMag[®] (Levitronix, Zürich, Switzerland), RotaFlow[®] (Jostra, Hirrlingen, Germany) and Capiox[®] (Terumo, Ann Arbor, MI). **Intraaortic Balloon** was introduced as a tool for coronary circulation assistance in works of Maulopulos, Topaz and Kolff from 1960. In 1968 Kantrowitz as a first proved the clinical effectiveness of intraaortic contrpulsation. It became the classic method in 70s, thanks to clinical application of first device from Datascope company (System 80). New construction of Total Artificial Heart and Ventricular Assist Devices (**TAH & VAD**) offers new hope for millions of heart patients whose life expectancy is greatly reduced because the number of patients waiting for a transplant far exceed the donated hearts available. An artificial heart or VAD is made out of metal (typically: titanium-aluminum-vanadium alloy), plastic, ceramic, and animal parts (valve bioprostheses). A blood-contacting diaphragm within the pump is made from a special type of polyurethane which may be also textured to provide blood cell adherence.

The Ventricular Assist Device VAD is an extracorporeal pneumatic blood pump invented to assist a failure left or right ventricle, or the whole heart until it recovers or until a replacement by transplantation can be done. Mechanical heart assist is used for the failure heart support caused by the ischemia of heart muscle, the small cardiac output, cardiomiopathy or heart valve diseases. The role of these aid pumps is to support the life function of the brain and other organs and heart treatment thanks to partial taking over its role, through haemodynamic conditions improvement. It is fitted with inflow and outflow cannulae for connecting the VAD with heart and vascular system in parallel to the biological heart ventricle being assisted. The VAD consist one or two

ventricles placed outside the body (failing heart is left in place) connected to Control Unit.

The Total Artificial Heart TAH is designed for emergency replacement of irreversible damaged natural heart. Because natural Heart is completely removed, TAH must ensure the hemodynamic, regulatory and control function of the circulatory system.

Artificial heart, designed by the Soviet scientist W.P.Demichow was firstly applied with the success on the dog by 5.5 hours in 1937. The works of several teams in the USA, in 50s led to first clinical experiments. In 1957 T.Akutsu and W.Kolff made the artificial heart - pneumatically driven. Artificial heart constructed by D.Liotta with the same drive type successfully allowed to replace the patient heart for 64 hours, before the heart transplantation in 1969. On 4th April, 1969, Dr. Denton A. Cooley performed the first human implantation of a total artificial heart when he used a device developed by dr. Domingo Liotta to sustain the life of Mr. Haskell Karp. The 47-year-old patient was in cardiac failure after undergoing resection of a left ventricular aneurysm. The Liotta heart supported him for nearly three days until a suitable donor heart was available and successfully transplanted. This case demonstrated the feasibility of bridging to transplantation with a mechanical circulatory support system.

In 1982 Wiliam de Vries (USA, Utah) implanted the artificial heart designed by R. Jarvik co-operating in that time with W.Kolff called **Jarvik 7** to the patient for 112 days. This type of the artificial heart from 1993 after little modification is still clinically used till now under the name **CardioWest** (the technology transferred from the firm Symbion to CardioWest Technologies Inc., Tuscon, AZ) and is marked: C-70 and C-100.

AbioCor Implantable Replacement Heart (Abiomed, Inc, Danvers, Mass) is fully implantable electrically driven artificial heart. The rotary pump forces the movement of liquid, which by means of second motor is directed to left or right ventricle causing cramp of polyurethane sacks with two polyurethane valves. As a pump biomaterial tested for last 20 the years the elastomer - Angioflex was applied. After successful laboratory investigations and implantation on animals the clinical experiment begun. Doctors Laman Gray and Robert Dowling in Luisville (Kentucky, USA) on 3rd July 2001 implanted the first autonomic artificial heart - AbioCor. On average, the patients who received the heart from 2001 to 2004 and survived the operation lived for five months; the longest lived not quite 17 months. In 2006 the AbioCor was approved for use in patients who do not qualify for a heart transplant if their life expectancy as a result of heart failure is less than month; the device is also approved as a temporary measure for patients awaiting a transplant.

In Europe, the most developed construction of implantable artificial heart is located in in Aachen and in Berlin. In Poland, except from pneumatically

driven artificial heart POLTAH, in the Artificial Heart Lab of Foundation for Cardiac Surgery Development in Zabrze, promising construction of implantable electrohydraulic pump project is led. According to plan this project will give as a result total implantable ventricular assist device with all driven and control unit closed in patient's body.

In 1966 as a first successfully implanted membrane VAD for left heart ventricle support was the pump created by M. DeBakey, who was also the constructor also of the first roll pump applied to the perfusion of the heart during surgery. The future of implantable pumps is based on the electric drive. The first VAD of this type was **Novacor** (Novacor Division, Baxter Health Care Corporation, Oakland, CA) with electromagnetic driving system. Currently WorldHeart's Novacor® LVAS has been implanted in the nearly 100 medical centers worldwide in more than 1,700 patients, and is the first mechanical circulatory support device to support a single patient for more than six years. 172 primarily Bridge-to-Transplant patients have been supported by Novacor® LVAS for more than one year, 45 have been supported for more than two years, 24 for more than three years, 11 for more than four years and 1 for more than six years. Only 1.4% of the pumps have needed replacement. No patient deaths have been attributed to Novacor® LVAS failure.

Another type of the implantable VAD used for several years as a pneumatical and electrical driven pump is **HeartMate VAD** (Thermo CardioSystems Inc., Woburn, HE HAS). **HeartMate** is the family of ventricles. First FDA on the mechanical VAD (Pneumatic HeartMate 1) in the USA was designed as the platform to the transplantation. Currently similar to R Jarvik this company work over the artificial heart based on turbine axial pump.

Penn State Lionheart, **LionHeart LVD LVAS**. (Arrow International, Inc, Reading, Pa) is implantable pulsating pump developed since 1994. First clinical use took place in Germany in October 1999r.

Berlin Heart this series of external, pneumatically driven, ventricle assist device, with the 50,60 or 80 ml ejection, equipped in mechanical valves B-S or the polyurethane valves. Berlin Heart VADs have comfortable silicone caniuulas with the wire armature, which makes possible to form caniuulas shape in suitable way. Without failures it was in vitro tested for 5 years (above 210 millions of cycles), mainly in Berlin. Berlin Heart VAD was used in Poland by team of Z. Religa in first successful mechanical support of heart as a bridge to transplantation. The author writing these words was there responsible for the technical part of procedure (controlling) during this intervention (1991r.) and

by next two weeks he supervised the work of ventricles driven by polish drive unit JSN 301.

The pneumatically driven membrane type Polish Ventricle Assist Devices **POLVAD** (U-shape) and Artificial Heart **POLTAH** (spherical type of geometry) were developed in Zabrze, Poland. Till now over 200 VAD clinical VAD implantation have been done.

The first axial flow pump to be introduced into clinical practice for intermediate to long-term treatment of end-stage heart failure in adults was the DeBakey VAD[®]. **MicroMed-DeBakey VAD** is the rotor, axial pump (flow up to 5 l/min), connected by the cable through the skin to the driver unit held on the patient belt. Most experienced in Europe from 2000 year first successful usage is Cardiovascular Centre in Vienna (Austria).

Designed by Jarvik, **Jarvik 2000** is a small (2,5/5.5 cm) rotor pump (the electromagnetic rotor covered by titanium layer). It fits directly into the left ventricle, which may eliminate problems with clotting. So far, the Jarvik 2000 FlowMaker[®] has been used to treat more than 200 patients in the U.S., Europe and Asia. Nearly 70 percent of those patients treated as bridge-to-transplant have either undergone transplantation already or are currently being supported by the Jarvik 2000.

There are (or were) many scientific groups work in field of artificial heart in Japan, Australia, Austria, Argentina, France, Germany, Poland, Czech Republic, Russia,... But from the market point of view there is not easy business. Currently the strongest company offering the wide range of products in the area of blood pumps is Thoratec. Thoratec Corporation is engaged in the research, development, manufacturing and marketing of medical devices for circulatory support, vascular graft, blood coagulation and skin incision applications. The Thoratec[®] Ventricular Assist Device (VAD) System is the device that is approved for left, right, or total heart support and that can be used as both a bridge-to-transplant and for recovery from open-heart surgery. More than 4,300 of these devices have been used in the treatment of over 2,800 patients worldwide. With the introduction of the Implantable Ventricular Assist Device (IVAD[™]), Thoratec delivers the first and only implantable VAD for left, right and biventricular support for bridge-to-heart transplantation and for post-cardiotomy recovery. The HeartMate[®] XVE Left Ventricular Assist System (LVAS) is now FDA approved as a long-term permanent implant, called Destination Therapy. In addition, the accompanying Thoratec TLC-II[®] Portable VAD Driver provides hospitals with the first mobile system that allows these

univentricular or biventricular VAD patients to be discharged home to await cardiac transplantation or myocardial recovery. The company is also a leader in implantable left ventricular assist devices - HeartMate[®] left ventricular assist devices, which have been implanted in more than 4,100 patients worldwide. WorldHeart is a developer of mechanical circulatory support systems (for instance Novacor) with leading next-generation technologies. WorldHeart's Novacor II LVAS is a next-generation, pulsatile ventricular assist device - is not currently available. In 2005, WorldHeart conducted the first animal implant of the Novacor II LVAS - ahead of schedule. WorldHeart company currently focus on new products - especially for pediatric patients - the PediaFlow VAD.

Short-term circulatory support with an LVAD may be indicated for patients with end-stage heart failure (of any etiology) who are awaiting a donor heart for transplantation, and for patients with a severe acute heart failure syndrome from which myocardial recovery is anticipated (such as acute myocarditis). An LVAD is sometimes used if weaning from cardiopulmonary bypass after cardiac surgery fails.

The randomised controlled study showed a reduction of 48 percent in the risk of death from any cause in the group that received left ventricular assist devices as compared with the medical-therapy group (relative risk, 0.52; 95 percent confidence interval, 0.34 to 0.78; P=0.001). A left ventricular assist device is an acceptable alternative therapy in selected patients who are not candidates for cardiac transplantation [Rose 2001].

All mechanical circulatory assist systems are associated with a wide range of possible complications: bleeding, infection, device malfunction, haemolysis, peripheral ischaemia and perforation of a ventricle or the aorta. of which bleeding and thromboembolic complications are the most frequent and most serious. Infections, hemolysis, pulmonary edema and multiorgan failure have also been reported. It was also noted that implantation of an LVAD could unmask previously subclinical right ventricular dysfunction. Damage to the blood pump equipment rarely causes harm to the patient. As a example, one Jarvik 2000 patient broke a cable connector when he slammed it in a car door; another accidentally cut his cable with a scissors while changing his bandage; yet another patient lost connection to his battery and controller when a purse snatcher grabbed his shoulder bag and ran off with it. Fortunately, in each of these situations, the patient suffered no harm. Their own natural hearts were able to sustain them until they could connect their backup equipment. But we can noticed that the longest-running Jarvik 2000 FlowMaker[®] patient has been supported by the device longer than any patient in the world with any other type of mechanical heart, either total artificial heart or ventricular assist device — over 4 years.

In September 2006 the FDA approved the first totally implantable total artificial heart - AbioCor.- for people who are not eligible for a heart transplant and who are unlikely to live more than a month without intervention. It is big success but it is also mean that many problems have to be solved in laboratories in near future.

The use of the mechanical circulatory support (TAHs & VADs) has evolved significantly over the last 30 years, with over 10 000 patients being supported by these devices (TAH 2%). The devices have evolved from extra-corporeal devices (such as Jarvik 7, Thoratec, Abiomed systems), driven by large pneumatic consoles, to electrically driven partially implantable devices with portable controllers carried by the patient (such as Novacor, Heart Mate).

The future prospects for the mechanical circulatory support clearly lies into two major areas

1. acute - active, left ventricular pump system, which supports and stabilizes the heart in extremely critical situations (e.g. acute heart attack), and can be implanted for a period of up to 5 days (for instance: Impella®Acute)
2. devices as a bridge to recovery (for instance: pulsatile pump: Novacor, HeartMate and rotary pumps: Micromed, Jarvik-Heart, Nimbus-HeartMate II)
3. devices as an alternative to the cardiac transplantation and conventional therapy (for instance: destination therapy : Lion Heart, Abiocor TAH)

Our plans include carrying out of a robotically assisted less invasive procedures to implant VADs, TAHs, valve and vessel prostheses. If the expansion of MIS techniques for heart prostheses can be developed fast enough, the implication for heart prostheses design and construction will appear. In our team the first work on the assumption for heart pump and valve special for robot & MIS application is done and special tools of robot is constructed.

Currently clinically used blood pumps, valves, peace makers require to be replaced and repaired during patient's life. This is temporary application. Probably, in near future the progress in subject of biocompatible, long term durable materials and mechanical construction will not solve the problem of necessity of removing, exchange of it. The best for patient will be realization of conception mini-invasive service of AO - AORobAS. Robot maybe ideal for this task. The solution seems to be an application of robotically assisted MIS at once by designing an artificial organs with construction ready to easy assembly and disassemble as well as to ensure an access to replace used parts. The development of this idea causes changes in requirements for blood pump. It should be folding device, with dimension not exciding the port hole incision diameter.

In our team also new idea of the blood pump support in the paliative (pediatric) surgery study have been investigated. The aim paliative procedure is to increase pulmonary blood flow in children with congenital heart defect. As a result of shunt operation (graft B-T or Glen procedure) the level of oxygen in the child's blood is improved. The main problem of such surgery is small shunt effectiveness and lack of possibility of flow regulation. Our idea is to apply advanced computer simulation method to give the solution to the cardiac surgeon which procedure will be optimal before realization of operation. We propose to introduce a small axial pump blood to B-T graft or Glen in order to control the blood flow and prevention growing of graft stenosis. As a results of our study using physical and computer 3-D simulation based on FEM we conclude that the module graft with axial pump made possible the exact regulation of blood flow and blood-pressures in pulmonary artery. Its usage allowed to decrease the afterload of left heart ventricle. Paliative procedures is only temporary solution. As a child grows, graft not grow and size graft (flow through graft) may be not sufficient. Use of axial pump across regulation blood flow allows to extend the time between necessary operation.

8 VALVE PROSTHESES

There are two, main types of **prosthetic valves**; mechanical and biological. Mechanical valves can create a variety of complications including thrombosis, ischemia, and turbulent flow. Advantages of bioprosthetic valves (porcine and bovine xenografts) include their durability and low incidence of thromboembolism. Complications associated with bioprosthetic heart valves include hemorrhage and stiffening of the leaflets.

For over 50 years materials and construction of cardiovascular prosthesis have been under investigation. The first valvular prosthesis was developed and implanted in the descending aorta for the treatment of aortic insufficiency by Hufnagel in 1953.

The first artificial heart valve prosthesis for routine orthotopic prosthetic valve replacement clinical use was the Starr-Edwards mechanical valve, which was introduced in the 1960s. The problem of life-long anticoagulation therapy in mechanical heart valves was solved with the introduction of biological valves in the 1970s-porcine or pericardial. The most popular tissue valves, the Hancock and the Carpentier-Edwards prostheses, are porcine xenografts. However, their durability turned out to be limited and age dependent with faster degeneration at younger age. **In 1977 the new** generations of mechanical prostheses **have been introduced:** the monoleaflet Medtronic-Hall as well as the bi-leaflet St. Jude Medical and **next** Carbomedics valves. Currently, mechanical heart valve

prostheses account for 60% to 70% of the prosthetic heart valves implanted worldwide with bileaflet tilting disk prostheses accounting for the majority.

The development of flexible **polymeric heart valves** started as early as in 1958 (Roe implanted valve made of silicone rubber). Polyurethanes have demonstrated the best biocompatibility, durability, and resistance to thromboembolism among all polymers and are, therefore, also used for a variety of medical devices. Currently, some polymeric valves have shown their efficacy in assist devices (Abiomed, Medos, Berlin Heart and polish prototype POVAD PU).

The use of xenograft and allograft biomaterials has typically required chemical or physical pretreatment aimed at preserving, sterilizing reducing the immunogenicity of the tissue. Multiple chemical and physical crosslinking techniques have been explored to stabilize the collagen-based structure of the tissue maintaining its mechanical integrity and natural compliance.

The Heart Prostheses Institute FCSD is the most experienced center in Poland, working on a new kind of biological valve prostheses made from human, living or animal tissue chemically treated.

Patients with mechanical valves are under long-term anticoagulant therapy due to risk of thromboembolic complication. Reports of strut failure, material erosion, and leaflet escapes as well as pitting (cavitations) and erosion of valve leaflet and housing have resulted in numerous investigation of the closing dynamics of mechanical valves and the pressure distribution on the leaflets and impact forces between the leaflets and guiding struts. Obtaining solution create the flow through the clearance between the leaflet and the housing in closing position influencing the haemolysis and thrombus initiation.

The valve related problems consist of thromboembolism, structural failure, red blood cell and platelet destruction, tissue overgrowth, damage to endothelial lining, para/peri - valvular leakage, tearing of sutures, infection (for mechanical valve) and tissue calcification, leaflet rupture, para/peri - valvular leakage, infection (for bioprosthetic valves).

The probability of survival 5 and 10 years following heart valve replacement is approximately 70% and 50%, respectively. Prosthesis-associated complications often lead to reoperation such that rereplacements currently account for 15% to 25% of all valve operations. The most common cause of failure during implantation is leaflet fracture. The most common reasons for mechanical valve failure are pannus formation and thrombosis. Structural dysfunction occurs more commonly with tissue valves than with contemporary mechanical valves. The rate of bioprosthetic valve failure increases over time, particularly after the initial four to five years after implantation. At 10 years postimplantation,

20% to 40% of porcine aortic valves implanted in either aortic or mitral sites require replacement for primary tissue failure. Up to 50% of such valves fail after 10 to 15 years. Calcification, cuspal tears or both are the most common manifestations of tissue failure in bioprosthetic porcine aortic valves. Stentless bioprosthetic porcine aortic valves have shown minimal cuspal calcification or tissue degeneration for periods up to eight years following implantation. As with bioprosthetic porcine valves, bioprosthetic heart valves made from bovine pericardium develop both calcific and noncalcific tissue failure. The second generation of bovine pericardial prostheses, such as the Carpentier- Edwards pericardial valve, have increased durability compared with first generation pericardial valves (Ionescu-Shiley (Shiley Inc, USA), Mitroflow (CarboMedics, Canada) and Hancock) and excellent hemodynamics. Cryopreserved human homograft (or allograft) aortic valves have equivalent or slightly better durability than contemporary bioprosthetic porcine valves with valve survival rates of approximately 50% to 90% at 10 to 15 years [Jamieson 2004].

Technology continues to strive to bring forward advances that will improve the durability of bioprostheses and reduce the thrombogenicity of mechanical prostheses.

Currently in Europe is organized thanks to UE grant COST Action 537, Core Laboratories for investigation of failed implant materials. The goal is the improvement of medical devices in clinical practice based on the analysis of implanted prostheses; systematic studies of medical evaluation of cardiovascular implants needing an explantation and assessment of generalized (immunological, inflammatory) and/or remote biological effects in patients with cardiovascular implants and showing complications. FCSD is a leader in Poland of this part of action, currently receiving grant for realizing the core laboratories in our country.

Percutaneous (pulmonary and aortic) valve replacement has recently opened new perspectives on transcatheter replacement of cardiac valves. Typically the bioprosthetic valve is dissected and sutured into a autoexpandable nitinol stent (nitinol stent had a spontaneous aorta's diameter for instance 25 mm) or mounted within a balloon-expandable stent. It has been used in patients who are high risk for valve replacement surgery. The first human case report of percutaneous transcatheter implantation of an Aortic Valve Prosthesis for Calcific Aortic Stenosis appeared in 2002 [Bauer 2002].

The creation of living tissue valve replacements would solve many of the existing problem. It seems that the future is connected with natural biomaterials repopulated with autologous or genetically engineered cells. It seems because, till now, the knowledge about this new materials is not very wide.

Further developments towards the alternative biological valves prostheses based on biological cell-free matrices as ideal valve substitute using methods of tissue engineering would potentially abolish the known disadvantages of current valve prostheses. The harvested from the patient endothelial cells may be cultured and incorporated into the scaffold synthetic scaffolds (polyglycolic acid, polyhydroxyalkanoate and poly-4-hydroxybutrate) or both heterograft and allograft valvular decellularized tissue.

An ideal heart valve substitute should possess the following requirements: absolute biocompatibility, long-term durability, nature-like biomechanical properties, no thrombogenicity, no teratogenicity, sufficient availability in all common sizes, and moreover, particularly for pediatric patients the growth potential is crucial. Regions of stress concentration on the leaflets during the complex motion of the leaflets have been implicated with structural failure of the leaflets with bioprosthetic valves. Computational Fluid Dynamics (CFD) has emerged as a promising tool, which, alongside experimentation, can yield insights of unprecedented detail into the hemodynamics of prosthetic heart valves.

9. CONCLUSION

Medical world is currently prepared for the new tool and devices usage. Surgery robots - telemanipulators are eagerly used as a mechanical assistants and irreversible lesions caused by different diseases of chosen organs can be treated by implanting of its artificial equivalents or grown substitutes in laboratories. What are the nearest achievements in the future, especially in the field of bioengineering of heart diseases?

We can expect the several interesting achievements in cardiovascular research and devices in the near future.

The effective **miniature blood pumps** have been in common use by mini-invasive cardiology. The transported to the destination place through the arteries smart pump for short-term heart support mainly can play important role in emergency.

The new kind of **devices** creates possibilities of **pump and blood oxygenation** introduction to clinical practice. The idea is not new, but thanks to new materials (durable, semi-conductive silicon membranes) currently rapidly developed. **New pediatric devices**, such as the axial flow pumps and small diameter valve prostheses, have been introduced or are under construction. As the devices become more and more reliable, mechanical circulatory support will play an increasingly important role, not only for rescue therapy but also for

safe treatment of the most complex congenital heart diseases with the aim of bridging to cardiac recovery or transplantation and, eventually, as a permanent solution.

The new „biomechanical” **valve and vessels completely synthetic**, but flexible and durable will be introduced. Very important is development of small caliber vascular grafts for by-pass and grafts surgery.

Tissue engineered valve bioprosthetic will be commonly used in clinics.

Bioartificial myocardial grafts in which perfusion by a macroscopic core vessel will be applicable. Improved cell culture technique may render human aortic myofibroblasts to a native tissue-like structure.

Prostheses „made to size” for particular patient (e.g. heart prostheses for the newborn with congestive heart failures).

The strong development on **technical support for preplanning and control surgery intervention** including telemedicine technology will be observed.

The field for **surgery robots** controlled by surgeons becomes wider and its expansion should lower the economical cost, what will allow to more common use the tele-operation on distance in such situations as war, epidemic, space trip, where the lack of the professional staff takes place. The situation of ‘no contact’ with the patient body of medical personnel will reduce the risk of the loss of the health because of the infection from the side of the operating staff.

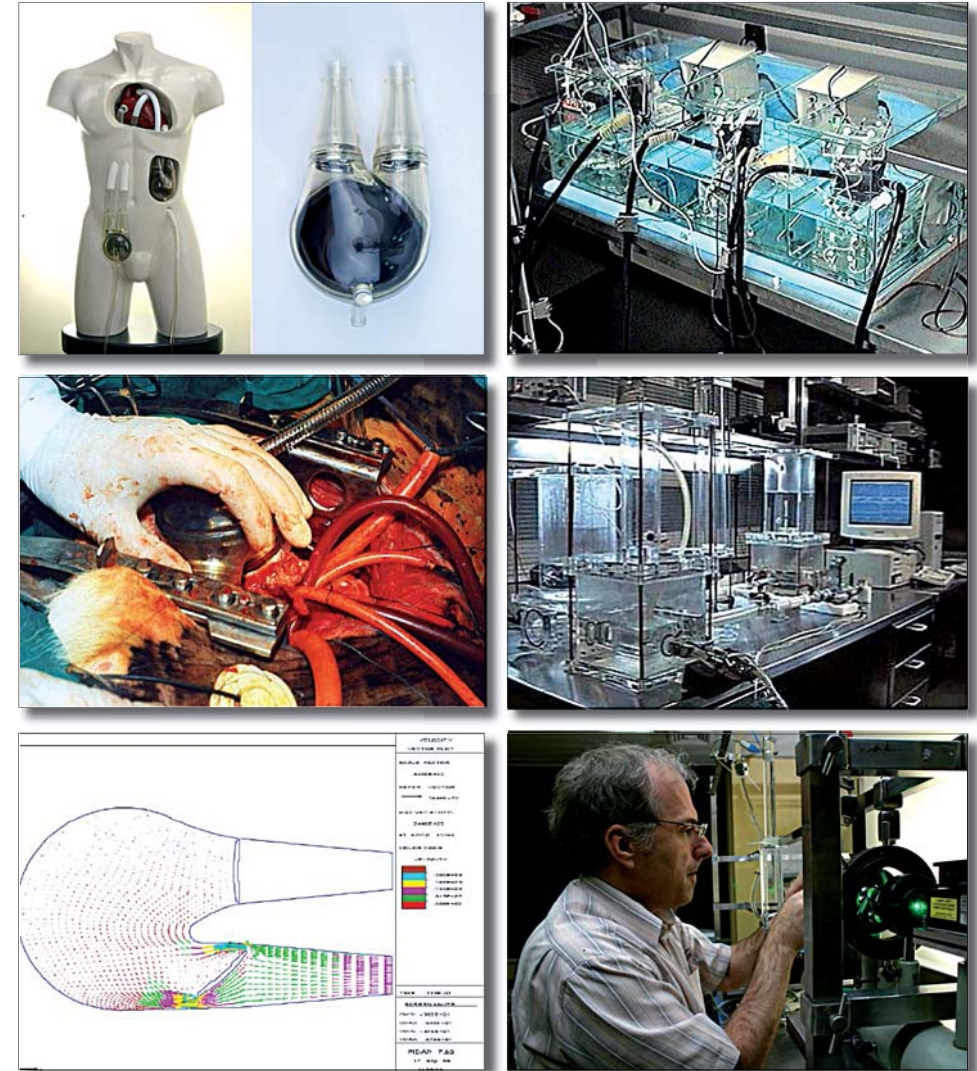
It is most probable, that in the future contemporary telemanipulators will be replaced by adaptive robots. Currently the trials of moving from passive to active systems can be seen. To be clear let's define the basic concepts: Teleoperator - is remotely controlled by operator robot transferring on the distance motor and sensoric functions. Adaptive robot - having more advance control system with sensoric and learning abilities. However the creation of the “intelligent” robots of the next generation, is true challenge. These are robots able to work unaided in various environment, gathering information from their senses. Optimization of its behavior and the effectiveness of given task realization will depend on „self-learning control algorithm”, which will more resemble systems based on “instinct” in the relation to alive creatures and contact with surroundings by means of „senses”, zoom, touch sensors (inductive, supersonic, optical, pneumatic and microwave itp.). I am convinced that they will not be similar to contemporary cardiosurgical robots, but they will be able to replace them in the considerable part. Probably it will be micro-robots able to reach e.g. given internal human ill organ (e.g. the heart) moving in the blood flow.

Acknowledgement

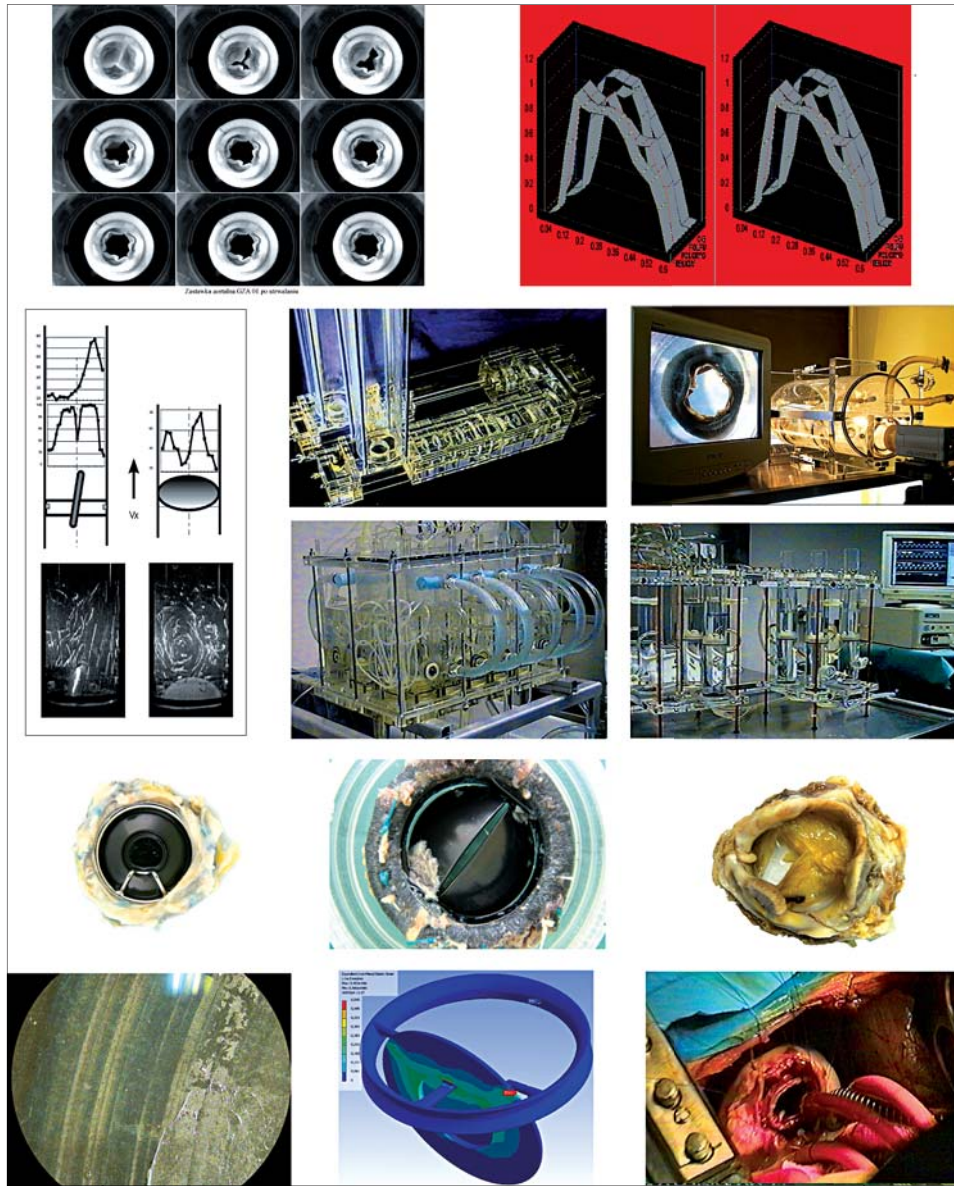
Presented review have been illustrated by examples of own investigation results obtained in Heart Prostheses Institute Foundation for Cardiac Surgery Development in Zabrze. The research is supported by State Committee for Scientific Research and Foundation. Warmly thanks author fold numerous collaborators including: R. Kustos, M.Kozlak, P.Kostka, Z.Małota, L.Podsekowski,Z.Religa and M.Jakubowski who performs the excellent picture illustration of our work.

Bibliography:

1. Bauer F, Derumeaux G., Anselme F, Laborde F, et al, Percutaneous Transcatheter Implantation of an Aortic Valve Prosthesis for Calcific Aortic Stenosis: First Human Case Description. *Circulation* 2002;106:3006-3008
2. Falk V.D., Mourgues F, Adhami L et al; Cardio Navigation: Planning, Simulation, and Augmented Reality in Robotic Assisted Endoscopic Bypass Grafting. *Ann Thorac Surg* 2005;79:2040-2047
3. Jacobs, S., Falk, V., Holzhey, D., Mohr, F.W. (2006), Perspectives in endoscopic cardiac surgery. *Comp. Biol. Med.* (2006), doi: 10.1016/j.combiomed.2006.11.007
4. Jamieson E. Cartier P, et al, Surgical Management of Valvular Heart Disease 2004. Primary Panel Members. *Can J Cardiol* Vol 20 Suppl E October 2004 7E



Artificial Heart. The Polish Ventricle Assist Device POLVAD. The in vitro cloth formation and haemolysis test. The artificial heart POLTAH in vivo (calf) implantation and in vitro blood circulation test stand. Computer flow simulation method (Fidap software) and laser anemometry, flow visualization stand (with constructor Z.Małota).



Heart Valve Prostheses. The review of valve test and tester designed and introduced in Institute Heart Prostheses FCSD. The opening area valve test and comparison in one cycle of working biological Religa, Polcryo and synthetic Polpu prototypes with Carpentier Edwards bioprosthesis. The laser visualization and laser anemometer test results of polish disc valve prototype (J.Moll design). The samples of explanted valves collected in our institute IHP FCSD according to participation in “Core laboratories for the improvement of medical devices

in clinical practice from the analysis of implanted prostheses” COST Action 537 project. One disc and two-disc mechanical valve and two bioprosthesis. The microscopic evaluation of valve’s disc and modelling of mechanical valves - equivalent elastic strain value. The implantation of our prototype valve in animal experiments.



Robots. The Robin Heart 1 (RiH) telemanipulator. Both, RiH 1& RiH Vision on Famed’s table. Evaluation of Robin Heart robot is carried out using physical and computer surgery simulation (virtual reality technology), and measurement of vibration (new accelerometer sensors), system of external trajectory recording (several digital cameras, markers and image analysis methods).



The 4th Arm *da Vinci*[®] Surgical System allows *Solo Surgery*[™] (Sunnyvale, CA, 2006), the brain surgery modelling using Spherical Robot (FCSD, Zabrze), the medical doctor robot-assitant (SMIT, Napoli, 2005), *da Vinci* and *Zeus* robot in operating room (www.intuitivesurgical.com).

Stąd do wieczności czyli perspektywy rozwoju technicznego zaplecza medycyny.

Zbigniew Nawrat

Fundacja Rozwoju Kardiologii w Zabrzu
Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach
Foundation for Cardiac Surgery Development
Medical University of Silesia
e-mail: nawrat@frk.pl

Jesteśmy obecnie świadkami głębokich przeobrażeń jakim podlega medycyna. W procesie leczenia, obok środków farmaceutycznych oddziałujących na stan chorego poprzez odpowiednie reakcje hemodynamiczne albo biochemiczne, oraz interwencji chirurga zmieniającej fizyczne warunki np. układu krwionośnego czy trawiennego coraz częściej stosuje się urządzenia wspomagające prace organów człowieka lub zastępujące jego elementy. Niewątpliwie największymi, spektakularnymi, sukcesami jest powszechne wykorzystanie sztucznej nerki, wielu rodzajów pomp krwi czy też protez zastawek serca. Równocześnie rozwijają się metody i narzędzia diagnostyczne szybko określające stan tkanek oraz dynamikę pracy organów. Do sal operacyjnych wkraczają nowe sterowane na odległość narzędzia: roboty chirurgiczne. Lekarze konsultują pacjentów wykorzystując Internet i lecząc mogą korzystać z współcześnie nagromadzonej wiedzy w postaci programów ekspertowych i urządzeń diagnostycznych oceniających stan chorego.

W ciągu ostatniego półwiecza wprowadzono szereg różnej konstrukcji **pomp krwi**, które mogą wspomagać lub zastępować serce przez czas, który jest potrzebny, by wykonać operację na otwartym sercu lub znacznie dłuższy okres potrzebny na leczenie niewydolnego serca lub oczekiwanie na transplantację serca. Wiele milionów ludzi zawdzięcza swoje zdrowie i życie stosowaniu tych właśnie urządzeń. W rozwoju tej dziedziny bioinżynierii zdecydowana rolę odegrała inżynieria materiałowa, dzięki której w ostrych warunkach zmiennych, wysokich obciążeniach oraz bezpośredniego kontaktu z płynami ustrojowymi i składnikami morfotycznymi krwi dzisiaj odnotowujemy wieloletnie doświadczenia działania pomp w organizmie. Jednak potrzeby i nadzieje są znacznie większe.

W laboratoriach opracowuje się już nowe rodzaje urządzeń, które w niedalekiej przyszłości znajdą zastosowanie kliniczne. Jednym z nich są pompy, które będą

również wypełniały funkcje natleniania krwi. Idea nie jest nowa, ale dzięki nowym materiałom (wyttrzymałe membrany półprzepuszczalne silikonowe) obecnie rozwijana. Obecnie testowane urządzenia typu sztuczne płuco - serce, urządzenie o 1 m² powierzchni umożliwia pompowanie krwi do ok. 1 l/min wraz z jej natlenianiem w fizjologicznych granicach.

Polska jest jednym z niewielu krajów posiadających własny, oryginalny system mechanicznego wspomaganie serca. Opracowane w Zabrze, pneumatycznie zasilane polskie komory **POLVAD** stosowane są z powodzeniem od 1993 r. Już dla około 200 pacjentów stanowiły szansę na wyleczenie serca lub doczekanie do transplantacji serca. Najdłużej działały u jednego pacjenta ponad 200 dni. Bud Frazier (Texas Heart Institute) lubi powtarzać historię jak William Hall, który pracował w 1964 r. z Domingo Liotta nad sztucznym sercem (zmarł podczas transplantacji serca w 1992 r.) zapowiadał, że w 1980, 100 tys. Amerykanów będzie miało sztuczne serce. Wydaje się, że ta wizja może w końcu być spełniona.

Ciągle poszukuje się nowych materiałów do produkcji **protezy naczyniowych**. Do końca nie wyjaśniony jest proces wapnienia i zakrzepiania naczyń. Zagadkowy jest, przykładowo fakt, że fragment tętnicy ramiennej wszczepiony jako pomost naczyniowy ulega tym procesom, gdy w swoim naturalnym miejscu nie obserwuje się występowania tych zjawisk. Około 350 tysięcy syntetycznych wszczepów naczyniowych jest stosowanych na świecie w ciągu roku jako pomosty naczyń wieńcowych. Kontynuowane są próby endotelializacji - pokrycia naczyń polimerowych komórkami stanowiącymi naturalny sposób zatrzymania negatywnych zjawisk: adhezji i akumulacji trombocytów i leukocytów. Najlepszym rozwiązaniem jest wytworzenie uniwersalnych komórek dawcy z zamaskowanymi molekułami białka powierzchniowego, by usunąć zagrożenie komplikacji immunologicznych. W 2000 r. rozpoczęto w kilku ośrodkach na świecie próby kliniczne wstrzykiwania do obszaru martwiczego (pozawałowego) mięśnia sercowego mioblastów wyhodowanych z uśpionych komórek pobieranych z mięśnia czworogłowego (udo) pacjenta. Są one w stanie rozwinąć się w komórki włókien mięśnia sercowego. Zainteresowanie również budzi rozwijanie metod hodowli całych naczyń. W specjalnych bioreaktorach wytwarzane są z pierwotnych komórek zarodkowych fragmenty ludzkiego ciała ze zrębu biodegradowalnego polimeru i komórek. Niestety do dzisiaj nie rozwiązaliśmy wszystkich problemów i pojawiły się nowe choć komórki macierzyste są bez wątpienia przyszłością bioinżynierii, ponieważ uzyskanie kontroli nad ich przekształcaniem w dowolny rodzaj komórek człowieka pozwoli w przyszłości nie tylko na regenerowanie części uszkodzonych, nie funkcjonujących narządów, ale - jak się obecnie sądzi - także na ich pełne odtwarzanie.

Nieprawidłowe działanie zastawek, jako skutek wad nabytych lub wrodzonych, powoduje zmniejszenie wydajności hemodynamicznej pracy serca, a w jego następstwie, niedotlenienie narządów (w tym również mięśnia sercowego) prowadzące do ich uszkodzenia. Implantacja **protezy zastawkowej** ma na celu poprawę warunków hemodynamicznych poprzez korekcję anatomiczną. Obecnie wszczepia się rocznie około 250 tys. protez zastawek serca dla ratowania życia i zdrowia pacjentów na całym świecie (w Polsce ponad 2 500 rocznie). Lekarz ma do dyspozycji szeroką gamę zastawek komercyjnych lub zastawek wytwarzanych przez nieduże przychodnie laboratoryjne przygotowujące zastawki biologiczne. W działających pulsacyjnie pompach krwi montowane są, jako zawory hydrauliczne, zastawki biologiczne, mechaniczne lub syntetyczne.

Żadna z dostępnych komercyjnie protez nie jest idealna. Stosowane są one „z wyboru”, co oznacza taki dobór rodzaju zastawki przez lekarza, by jej wady nie okazały się krytyczne dla danego pacjenta. Zastawki mechaniczne wymagają zażywania leków zmniejszających krzepliwość krwi i najczęstsze komplikacje po ich wszczepieniu są związane z niszczeniem składników morfotycznych krwi i reakcją układu krzepnięcia. Powstające skrzepiny mogą blokować elementy ruchome lub redukują pole otwarcia, a oderwane fragmenty krążących z krwią mikroskrzeplin mogą być powodem problemów neurologicznych. Najczęstszymi przyczynami reoperacji zastawek biologicznych jest postępująca degradacja biologiczna tkanki jako złożenie procesów mineralizacji (zastawka działa w środowisku płynnym zawierającym rozpuszczone jony soli) oraz degradacji kolagenu bezpośrednio odpowiedzialnego za elastyczność i trwałość płotka (wytwarzanego przez fibroblasty). Procesy te są przyspieszane w rejonach wysokich naprężeń mechanicznych. Znacznie rzadziej występuje zniszczenie konstrukcji nośnej - stentu zastawki. Zastawki alogeniczne są najlepsze pod względem hemodynamicznym i trombogenności. Niestety również odnotowywane są przypadki degeneracji biologicznej tkanki (retrakcji, perforacji).

W Instytucie Protez Serca FRK prowadzone są pionierskie prace nad zastawkami biologicznymi, w szczególności wykonanymi z materiału ludzkiego (przechowywanymi w głębokim mroźeniu) oraz hybrydami z odpowiednio utrwalanych zastawek na których hodowane są komórki pacjenta dla którego przeznaczona jest bioproteza.

W kardiologii wykorzystywane są **materiały biologiczne** jako wszczepy autogeniczne (dawcą i biorcą jest ten sam osobnik), alogeniczne (stosowanie tkanki obcej genetycznie ale zgodnej gatunkowo) lub ksenogeniczne (stosowanie tkanki odzwierzęcej). W celu zapobieżenia procesom biodegradacji tkanki poddawane są specjalnym procesom biochemicznym i biofizycznym.

Włókna kolagenowe są podstawowym elementem strukturalnym tkanek. Właściwości funkcjonalne, mechaniczne tkanek zależą od ułożenia włókien i rodzaju materiału wypełniającego przestrzenie między włóknami. **Proces sieciowania**, utrwalania tkanek, polega na tworzeniu dodatkowych wiązań chemicznych (krzyżowych), głównie między cząsteczkami kolagenu, które spowodują zachowanie pierwotnej strukturalnej i mechanicznej integralności materiału oraz jego własności funkcjonalnych. Powstałe wiązania (najczęściej między grupami funkcyjnymi aminokwasów), między- i wewnątrzcząsteczkowe i międzylańcuchowe, powinny być stabilne i nieodwracalne. Materiał jest martwy i proces utrwalania powinien zmniejszać antygenowość tkanki. Proces utrwalania stwarza możliwość; przechowywania (bankowania) preparatów tkankowych, dostępu do bioprotez w dowolnym czasie i doboru optymalnej zastawki biologicznej dla danego pacjenta.

Metody sieciowania stosowane obecnie nie są doskonałe, mogą prowadzić do denaturacji kolagenu i utraty jego biologicznych właściwości. Niespełnionym dążeniem jest zachowanie równowagi pomiędzy wytwarzaniem wiązań poprzecznych w biomateriale i zachowaniem funkcji życiowych tkanki. Jedną z obecnie silnie rozwijanych propozycji alternatywnych jest hodowla komórek pacjenta na specjalnie przygotowanym szkielecie zastawki powstałym po usunięciu (np. enzymatycznym) części białek i komórek.

Rozwój metod diagnostycznych - angiografii rentgenowskiej, ultrasonografii, NMR pozwala określić stan i dokładną lokalizację obszarów zmienionych chorobą. Regulując przewodniczą cewnika wprowadzonego do naczyń, kardiolog dociera do wybranego miejsca, by usunąć zmiany miażdżycowe naczyń wieńcowych i założyć mechaniczne konstrukcje (stenty), utrzymujące właściwe światło naczynia. Te nowe metody chirurgiczne (np. angioplastyka) charakteryzuje brak bezpośredniego kontaktu lekarza z polem operacji. Są one natomiast bardziej komfortowe dla pacjentów, którzy szybciej wracają do domu i aktywności zawodowej. **Stent naczyniowy** powinien mieć kształt umożliwiający elastyczne i trwałe dopasowanie się do naczynia. Na stentach i kateterach prowadzących muszą być znaczniki (np. złote) umożliwiające jego stałą obserwację podczas zabiegu (kontrola rentgenograficzna). Jeden z pierwszych stentów stosowanych klinicznie, Wiktor-GX stent (Medtronic Interventional Vascular, Holandia) to oryginalny projekt Polaka, Dominika Wiktora, mieszkającego obecnie w USA. Jest to konstrukcja uformowana z drutu o kształcie sinusoidalnym nawiniętym na cylinder. Jest wykonywany z tantalu, zamiast stali, z powodu jego lepszej kontrastowości w obrazie radiograficznym i elektrycznym ładunku zwiększającym trombozyzystywność stentu. Pierwsza implantacja kliniczna była wykonana w 1989r. W celu zwiększenia biogodności i by zapobiec ponownemu zamknięciu naczynia przez skrzeplinę stosowane są pokrycia lekami uwalnianymi z biodegradowalnego pokrycia

stentów hamując negatywne procesy. Stentowanie można również połączyć z terapią genową pokrywając je warstwą polimeru, który uwalnia wprowadzany do ściany naczynia materiał genetyczny hamujący wzrost komórek. Obecnie dostępny w handlu polski stent naczyniowy nazwano Chopin (Baltona).

Coraz więcej operacji wykonywanych jest metodami mniej inwazyjnymi, by nie niszczyć tkanek sąsiednich tworząc dostęp do zmienionych działaniem choroby tkanek. Kolejnym krokiem jest wprowadzenie robotów do kardiochirurgii. Są to skomplikowane urządzenia, **teleoperatory**, przenoszące za pośrednictwem komputera ruch dłoni chirurga na ruch narzędzi w polu operacyjnym pod kontrolą wizyjną. Obraz podaje sterowana głosem lub inny sposób kamera, która podobnie jak narzędzia umieszczona jest przez mały otwór w ciele pacjenta. Za pomocą tych urządzeń można wykonywać już niektóre operacje takie jak pojedyncze pomosty naczyniowe (bypass) i operacje naprawcze zastawek. Roboty nowej generacji mogą spowodować skrócenie czasu zabiegu. Jako pierwsze w historii narzędzie do wykonywania operacji, stanowią środek umożliwiający wykonanie operacji uprzednio zaplanowanej i przetrenowanej na stanowiskach symulacyjnych. więc równie istotnym dla powodzenia zabiegu jest odpowiednie obrazowanie zabiegu. Robot, teleoperator z komputerem nadzorującym pozwala na przeskalowanie ruchu manipulatora, którym „operuje” chirurg, na odpowiednio dokładne ruchy narzędzi. Poza tym umożliwia usuwanie drżenia dłoni. Dzięki wysokiej jakości toru akwizycji, przesyłu i przetwarzania obrazu tele-manipulatory mogą zapewnić operatorowi znacznie lepszą widoczność pola operacyjnego z możliwością dokonywania powiększeń (nadzór ruchem odbywa się za pomocą obserwacji wzrokowej). Wprowadzono eksperymentalnie sterowanie głosem nie tylko kamery, ale również i innych urządzeń stanowiących wyposażenie sali operacyjnej (system Hermes).

Polska rodzina robotów chirurgicznych o nazwie **Robin Heart** stanowi szansę na wprowadzenie do praktyki klinicznej nowoczesnych, sprawnych narzędzi chirurga. Dzięki nim będzie można w szerszym zakresie stosować technikę mniej inwazyjną operacji dla pacjenta, bezpiecznie dla pacjenta i .. lekarza. Planowany do wdrożenia w najbliższym czasie Robin Heart Vision zastąpi asystenta trzymającego i sterującego położeniem toru wizyjnego i umożliwi wykonanie części operacji solo, przez jednego operującego. Opracowywane są nowe, półautomatyczne narzędzia.

Od wieków chirurdzy ćwiczyli aspekty techniczne i biologiczne zabiegów na zwierzętach. Dzisiaj coraz częściej stosują do tego celu również podobny warsztat jak lotnicy i kosmonauci - mianowicie szereg skomplikowanych symulatorów. Pierwsze próby wskazują, że w niedalekiej przyszłości część zabiegów interwencyjnych w organizm pacjenta będzie sterowana zdalnie na odległość.

Podczas, gdy kardiochirurg „naprawia” chore serce, pracę tego organu - z reguły na kilka godzin - przejmuje zewnętrzna pompa krwi, zaś rolę płuc spełnia oksygenator. Jeśli po operacji serce nie zacznie normalnie funkcjonować, jego naturalne komory nadal wspomagane być mogą komorami mechanicznymi, zaś samo serce poddane jest dalszej terapii. Jeśli nie wystarczy ona, by uratować pacjenta pozostaje transplantacja serca lub permanentne wspomaganie serca. Dzisiaj czas życia najdłużej żyjących pacjentów z mechanicznym wspomaganie serca wynosi 6 lat. Problem w tym, że trzeba wymieniać komory wspomagania serca, gdyż stosowane materiały ulegają zniszczeniu. W przyszłości roboty będą zajmowały się serwisowaniem sztucznych narządów (zajmujemy się tym zagadnieniem w ramach projektu AORobAS - Artificial Organs Robotically Assisted Surgery).

Dzisiaj w USA pacjent z mechanicznym wspomaganie lewej komory serca (LVAD - Left Ventricular Assist Devices) zwalniany jest do domu już w 2 - 3 tygodnie po implantacji. Dzięki temu wiele osób leczonych na kardiomiopatię lub oczekujących na transplantację serca prowadzić może normalne życie. Przepisy (FDA) zezwalają pacjentowi z LVAD oddalić się o 30 mil od ojczystego szpitala. Dane fizjologiczne - ciśnienie krwi, częstość bicia serca, EKG, temperatura ciała, częstość oddechow a oraz informacje dotyczące sterowania komorami LVAD mogą być swobodnie przekazywane, pozwalając na “zdalnie sterowany” nadzór nad pacjentem. Dwukierunkowy kontakt audio-video pomiędzy chorym a centrum LVAD utrzymywany jest poprzez standardowe połączenie telefoniczne. Y. Nose z Baylor College of Medicine wprowadził nawet nowy termin **TELE-VAD** dla określenia tych nowych możliwości technicznych.

Stosowanie przekazu wizyjnego do celów medycznych ma zresztą znacznie dłuższą historię. Dnia 2 maja 1965 r., przez interaktywne połączenie wykorzystujące interkontynentalnego satelitę Early Bird (TV link-up), M. De - Bakey wykonał operację zastawki aortalnej w Methodist Hospital (Houston, Texas, USA) utrzymując stały kontakt wizyjny z uniwersytetem w Genewie w Szwajcarii. Obecnie przekaz wizyjny wykorzystuje się powszechnie do edukacji, konsultacji radiologicznych, patologicznych, w opiece domowej pacjentów, do konsultacji w czasie zabiegów operacyjnych, zmniejszając znacznie koszty i zwiększając efektywność leczenia. Systemy telefonicznego nadzoru pacjentów kardiologicznych znajdują się już w wielu miejscach na świecie. Stacja taka pracuje również Zabrze.

Obecnie lekarze z powodzeniem wykorzystują możliwości oferowane przez Internet oraz łącza satelitarne do przekazu informacji, nadzoru oraz aktywnego współdziałania w procesie leczenia, a nawet uczestniczenia w prowadzonych zabiegach chirurgicznych, praktycznie w dowolnej odległości od pacjenta.

Współczesna medycyna wymaga od lekarzy sprawnego korzystania z coraz więcej informacji diagnostycznych w postaci szeregu wartości liczbowych charakteryzujących stan organizmu chorego; np. własności biochemiczne i skład krwi, informacji dotyczących rozkładu i dynamiki zmian pola elektromagnetycznego pacjenta (EKG), nieinwazyjnie otrzymywanych obrazów tkanek i organów (RTG,USG, NMR), a także danych z pomiarów szeregu parametrów fizycznych takich jak ciśnienia i przepływ krwi itd. Jednym z najlepszych sposobów sięgania po zasób ogromnych doświadczeń wielu zespołów badawczych jest korzystanie z tzw. **programów ekspertowych**. Pomagają one określić stan chorego na podstawie przekazanych danych o pacjencie oraz w podjęciu decyzji o sposobie jego leczenia, rodzaju i dawkach stosowanych leków. W czasie operacji z programów takich mogą korzystać anestezjolodzy i perfuzjoniści. W przyszłości, między innymi dzięki pracom prowadzonym w FRK, będą z nich mogli korzystać również chirurdzy. Obecnie wiele urządzeń stosowanych przez lekarzy jest fabrycznie wyposażonych w mniej lub bardziej rozbudowane programy doradcze. Wprowadzono również zwyczaj wpisywania norm dla poszczególnych danych w badaniach biochemicznych, co ułatwia orientację lekarza i usuwa problem ewentualnego wpływu metodyki otrzymania danego wyniku.

Modelowanie jest doświadczalną metodą badawczą wykorzystującą modele fizyczne czy też matematyczne. Modelowanie procesów związanych człowiekiem ma szczególne znaczenie ze względu na bezpośrednie zastosowanie medyczne i czasem brak możliwości, ze względów etycznych przeprowadzenia eksperymentów in vivo.. Wpływa na rozwój metod diagnostycznych oraz leczenie; zarówno poprzez powstawanie nowych leków, umiejętne ich stosowanie oraz rozwój technicznych metod stosowanych w terapii.

Choroby układu krążenia stanowią najpoważniejsze zagrożenie dla współczesnego człowieka. Dostępne środki i chirurgiczne metody naprawcze pozwalają na modyfikację stanu układu naczyniowego oraz naprawę lub wymianę części czy też nawet całego serca. Przed chirurgiem wciąż stoją pytania dotyczące wyboru najlepszej dla pacjenta metody operacji, wyboru dostępnych materiałów biologicznych, syntetycznych czy też zastosowania określonych protez lub urządzeń. Pierwszy w Polsce program naukowy symulacji operacji kardiochirurgicznych został uruchomiony w Zabrze w 1998 r.

Metody symulacji komputerowej oraz laboratoryjne testy modeli fizycznych mogą stanowić podstawę do przygotowania operacji chirurgicznych i weryfikacji metod stosowanych w chirurgii serca i naczyń. Optymalizacja przedsięwzięcia medycznego ze względu na zwiększenie szans pacjenta na szybki powrót do zdrowia jest zagadnieniem w którym chirurg może liczyć na wsparcie specjalizowanych grup badawczych składających się z lekarzy, inżynierów, fizyków, chemików, matematyków i biologów.

Obecnie jesteśmy świadkami ogromnych postępów w zakresie **technologii wirtualnej rzeczywistości**. To Ivan Sutherland zaproponował stworzenie „światów wirtualnych”, dających złudzenie obecności w trójwymiarowej przestrzeni stworzonej w komputerze i w 1968 zademonstrował wyświetlacz nagłowny - rodzaj hełmu z ekranami naprzeciwko oczu. Podczas poruszania głowy komputer dokonywał obliczeń i wytwarzał obraz z odpowiedniej perspektywy. Przez kolejne lata pokonywano ograniczenia wynikające z opóźnień przesyłania informacji. Powstała w latach sześćdziesiątych pierwsza sieć, Arpanet, była pierwowzorem Internetu. W ramach Internetu powstały „sieci szkieletowe”, sieci wewnętrzne pozwalające na przesyłanie danych o dużej pojemności z dużą prędkością a następnie supersieci Internet2, Intranet itd. We włóknie optycznym sygnały rozchodzą z prędkością 2/3 prędkości światła w próżni. Oznacza to, że przesyłanie sygnału przez USA trwa od 25-50ms. Wirtualny świat wymaga opóźnień poniżej 30 ms, by zachować poczucie przestrzeni. Opóźnienie częściowo można skompensować używając algorytmów predykcyjnych. O ile w przypadku pokazu w czasie telekonferencji można przewidzieć następstwo ruchu (np. kontekst zdania ułatwia wybór właściwego słowa, więc i kolejności liter i odpowiedniego ruchu ust uczestnika) to stosowanie podobnej techniki w czasie operacji wymaga budowy olbrzymiej biblioteki wiedzy i szybkiej analizy możliwości. Wynika z tego, że jedynym sposobem jest rozwój i wprowadzenie lepszych, wydajniejszych metod kompresji. W 2000 r. w USA, zademonstrowano po raz pierwszy teleimersję. Uczestnik telekonferencji Chapel Hill poprzez okulary z polaryzującymi szklami (do stereowizji) widział w swoim pokoju osoby z laboratorium Armonk w stanie Nowy York i z Uniwersytetu w Pensylwanii. Klasyczne, dwuwymiarowe techniki telemedyczne jest stosowana są już obecnie powszechnie w celach edukacyjnych.

Technologie telemedyczne wykorzystuje się przy zdalnie wykonywanych zabiegach operacyjnych, do zdalnego monitorowania wyników badań i ich konsultowania, dostarczania informacji do baz danych obsługujących sektor ochrony zdrowia oraz do organizowania telekonferencji medycznych. Systemy telemedyczne zostały przygotowane i po raz pierwszy zastosowane przez NASA. Podczas lotu kosmicznego amerykańskiego astronauty Johna Glenn'a zdalnie monitorowano jego parametry fizjologiczne, a uzyskiwane wyniki przekazywano na Ziemię. Naturalnym, rozłożonym w czasie, następstwem tych pionierskich doświadczeń było wprowadzenie do medycyny różnorodnych technologii telekomunikacyjnych, które umożliwiały pośredni kontakt lekarza z pacjentem. Znaczenie i możliwości telemedycyny wzrosły dopiero w momencie pojawienia się masowego dostępu do globalnej sieci teleinformatycznej.

Polska stanowi obecnie szybko rozwijające się zaplecze programistów i projektantów opracowujących projekty w wirtualnej rzeczywistości. Za interesowanie tym zagadnieniem zostało zapoczątkowane opracowaniem wirtualnej sali operacyjnej z robotami Robin Heart, stworzone dla celów edukacyjnych (wykorzystując amerykański program EON Reality). Wirtualna rzeczywistość stanowi idealny język porozumienia pomiędzy konstruktorami a przyszłymi użytkownikami tych nowych urządzeń w chirurgii. rozwój technik obrazowania przestrzennego w czasie rzeczywistym z możliwością wprowadzania obiektów wirtualnych stanowi szansę na realizację idei operowania na odległość w wirtualnym polu operacyjnym. Obraz rzeczywisty pozyskiwany z kamer, na podstawie którego odbywa się kontrola, sterowanie ruchem narzędzi może być modyfikowany przez odpowiednie programy komputerowe.

Bardzo prawdopodobne, że w przyszłości dzisiejsze teleoperatory zostaną zastąpione przez roboty adaptacyjne. Obecnie próbuje się przejść z systemów pasywnych do systemów aktywnych.. **Teleoperator** - robot zdalnie sterowany przez operatora lub komputer przenoszący na odległość funkcje motoryczne i sensoryczne operatora. Robot adaptacyjny - mający sensoryczny, adaptacyjny lub uczący się układ sterowania. Natomiast prawdziwym wyzwaniem jest stworzenie robotów kolejnej generacji, robotów inteligentnych. Roboty te będą działać samodzielnie w zmiennym środowisku zewnętrznym. zbierające informacje za pomocą kilku „zmysłów”, Optymalizacja postępowania i skuteczność realizacji postawionego zadania będą zależeć od „samouczącego się programu sterowania”, który bardziej będzie przypominał to co zwykliśmy nazywać instynktem w stosunku do istot żywych oraz kontaktu z otoczeniem za pośrednictwem „zmysłów”, czujników zbliżeniowych i dotyku (indukcyjne, ultradźwiękowe, optyczne, pneumatyczne i mikrofalowe itp.). Będą to mikroroboty samodzielnie poruszające się lub docierające do danych narządów (np. serca) płynąc wraz z krwią.

Obecnie są już pierwsze próby zastosowania organizmów żywych do sterowania robotami. Mózg larwy minoga pobudzany przez impulsy świetlne (Northwestern University Rehabilitation Institute, Chicago, <http://manip.smp.nwu.edu>) powoduje odpowiednie posunięcia małego robota. Wykorzystanie sensorycznych możliwości jakie stworzyła droga ewolucji natura stawia oczywiście pytania dotyczące etyki ale nie ulega już dzisiaj wątpliwości, że właśnie te poszukiwania umożliwią odkrycie ostatniego ogniwa łączącego urządzenia techniczne z człowiekiem. Powstaną nowe protezy układu ruchu sterowane bezpośrednio drogą nerwową, oraz czułe cyborgi zapewnią nam bezpieczeństwo w domu i w pracy. **Nanoroboty** znajdują w organizmach biologicznych partnera dzięki, któremu staną się inteligentnymi nanocyborgami trafiającymi bezbłędnie w dane miejsca organizmu człowieka i usuwającemu (lub zapobiegającemu) skutki chorób.

Przewiduje się, że granice miniaturyzacji układów krzemowych zostaną osiągnięte w 2020 r. Wtedy właśnie technologie wytwarzania struktur krzemowych, takie jak litografia ultrafioletowa EUV (Extreme Ultraviolet), rentgenowska czy elektronowa osiągną rozmiar linii rzędu pojedynczego atomu. Obecnie szuka się następców krzemu na poziomie atomów, cząstek chemicznych czy genetycznych (DNA) i wśród struktur biologicznych. Nowe komputery o wielkiej mocy obliczeniowej podążają takim wyzwaniom jak symulacje procesów fizycznych na poziomie atomowym, biologicznym (np. białka, komórki), ziemi (np. trzęsienia ziemi, pogoda) czy kosmicznym. Cząsteczka DNA służąca jako nośnik informacji będzie podstawą na pewno najbardziej „biokompatybilnego” komputera. DNA składa się z czterech nukleotydów, więc będzie można zamiast kodu binarnego stosować kod czteroliterowy. Działa podobnie jak **komputer kwantowy**. Fragment DNA o długości 1 cm może zawierać 1 MB informacji. Jeśli w próbówce znajduje się roztwór zawierający 10^{20} cząsteczek DNA i wciągu sekundy wykonywana będzie jedna operacja to taki „bioprocessor” będzie 100 tys razy szybszy od Pentium III. **Bioprocessory** będą pewnie podstawą urządzeń bionicznych w przyszłości. Kolejną nową koncepcją (Berkeley, MIT, USA) jest zawieszenie w przestrzeni mikrokomputerów (program Oxygen), będących w kontakcie z sobą (lasery) gotowych w każdej chwili do przejęcia zadania. Inteligentne chmury czy też pył spowodują nową jakość w komunikacji, powszechnie dostępny Omninet. Proponowane rozwiązanie wydaje się idealne również dla procesów sterowania przestrzennego, protez wzroku itp, gdyż spowoduje powstanie nowej sieci punktów w przestrzeni, stosunkowo łatwych w detekcji, które oprócz lokalizacji w przestrzeni zawierają informację. Będzie to dosłownie przestrzeń informatyczna, w domu, w pracy i nad powierzchnią ziemi (pewnie również w wodzie).

Jakiegolwiek, by nie były podstawy budowy technicznej przyszłych komputerów wzrost ich możliwości obliczeniowych będzie miał wpływ na wszystkie dziedziny życia, ale przede wszystkim na rozwój bioniki i biocybernetyki. Powstałe roboty czy cyborgi będą posiadać zbliżoną do człowieka umiejętność orientacji i dostosowania się do otoczenia, więc będą mogły służyć człowiekowi jako elementy protezy narządu wzroku, słuchu czy ruchu. A być może również jako „wzmocniacze inteligencji” w sytuacjach zagrożenia (np. wojsko). Programy ekspertowe będą potrafiły rozwiązać większość problemów dziś dostępnych jedynie wybitnym fachowcom obdarzonych wiedzą i intuicją.

Urządzenia zastępujące narządy są elektromechaniczne. Jest nadzieja że w ślad za postępem elektroniki powstaną nowe możliwości rozwiązania problemów mechanicznych. MEMS (**Micro-Electro-Mechanical Systems**). Przez setki lat mechanika oferowała niewiele więcej poza wynalazki - da Vinci'go. Szybki rozwój mikroukładów bioelektromechanicznych bioMEMS,

mikropomp, bioinformatyki spowodował powstanie nowych możliwości typu mikrolaboratoriów („lab on a chip”), które rewolucjonizują diagnostykę i terapię. Obserwujemy wielkie przemiany, ewolucje w nauce. Nośniki pamięci od kamiennych i glinianych tablic przez wykorzystanie krzemu kierowe są stroną rozwiązań stosowanych w naturze - DNA. W najbliższej przyszłości urządzenia techniczne, w pełni sztuczne narządy i roboty będą służyły zabezpieczeniu terapii tkankowych i genetycznych. Dzisiaj biolodzy chętnie sami siebie zwą inżynierami.

Rozwój metod molekularnych, głównie **biologii molekularnej**, inżynierii genetycznej i nanotechnologii stwarza unikalną dla medycyny możliwość osiągnięcia znaczących postępów w zakresie wczesnej i bardziej precyzyjnej i coraz mniej inwazyjnej diagnostyki a także stosowania skuteczniejszych metod leczenia farmakologicznego oraz protezowania z wykorzystaniem nowej generacji materiałów biozgodnych. Jedną z ważniejszych konsekwencji zastosowań najnowszych osiągnięć współczesnej biologii i chemii jest coraz bliższa możliwość indywidualizowania procesu leczenia. Poznanie molekularnej natury materiału genetycznego człowieka (ang. Human Genome Project, HUGO Project) stwarza nadzieję na poznanie indywidualnych cech pacjentów. Obecny postęp technologiczny wykorzystujący systemy nanocząsteczkowe umożliwi w najbliższej przyszłości opracowanie dla każdego człowieka jego „wizytówki genowej”, która nie tylko ułatwi lekarzowi diagnozowanie i stosowanie właściwej terapii, ale przede wszystkim zidentyfikuje indywidualne zagrożenia, jakich powinien określić osobnik unikać, aby zminimalizować ryzyko zapadnięcia na określoną chorobę.

Równoległe z poznawaniem genomu człowieka prowadzone są międzynarodowe badania w ramach projektu (ang. Human **Proteome** Organization), którego celem jest poznanie wszystkich białek człowieka, a więc produktów ludzkich genów i ich funkcji. Dynamiczny rozwój metod molekularnych, takich jak proteomika, czy pokrewna transkryptomika umożliwi ostatecznie globalną wizualizację aktywności ludzkiego genomu i pozwoli w przyszłości na wyznaczenie grup tzw. „markerów molekularnych”, umożliwiających precyzyjną diagnozę określonych schorzeń oraz zminimalizowanie ilości materiału biologicznego wymaganego do postawienia precyzyjnej diagnozy i skutecznej kontroli przebiegu leczenia. Prowadzone są intensywne poszukiwania zarówno nowych leków, jak i nowych strategii dostarczania leków do miejsc przeznaczenia. Nośniki wykonane na bazie biodegradowalnych polimerów i lipidów można połączyć z lekami i z biocząsteczkami rozpoznającymi „chore” komórki, które zamierza się zniszczyć.

Kolejnym przykładem projektu Wielkich Wyzwań jest międzynarodowy projekt poznania fizjomu (The **Physiome** Project). Jego celem jest interpretacja genomiki i proteomiki w integrujących ramach fizjologii organizmu, czyli zrozumienie w opisach ilościowych w jaki sposób struktura i funkcja komórek, tkanek i narządów wyjaśnia złożone zachowania systemów żywych. W nurt tych badań doskonale wpisuje się projekt **Organeom**, który zamierzamy realizować w ramach Sieci BioMedTech *Silesia* i w planowanym jako inwestycja strategiczna partnerów Centrum Naukowym, projektu jest poznanie wszystkich interakcji sztucznych materiałów z organizmem żywym. Będzie to próba uzyskania odpowiedzi na szereg pytań o skutki stosowania nowych materiałów i technologii, o ich wpływ na reakcję organizmu od genomu do fizjomu. Będzie to suma doświadczeń i badań wszystkich partnerów przedsięwzięcia. Zmierzamy ku koncepcjom integracyjnym i systemowym. Głównym celem ujęcia systemowego jest opisanie i zrozumienie, w jaki sposób duża liczba różnych części oddziałuje i samoorganizuje się w całość (system), wykazującą właściwości, które nie mogą być zrozumiane w wyniku badania wyizolowanych składników Ujęcie systemowe przekraczające poszczególne poziomy opisy wydaje się szczególnie istotne w badaniach biomedycznych. Badania systemowe pozwolą w niedalekiej przyszłości na ulepszanie ludzkich możliwości poprzez połączenie technologii z zakresu nanobiologii, biologii, informatyki i kognitywistyki (synteza wiedzy o umyśle: ang. *Cognitive Science*).

Człowiek powinien żyć dłużej. Ale przede wszystkim powinien żyć lepiej. Zagrożenie wynikające z ingerencji świata zewnętrznego i chorób będzie minimalizowane dzięki pracy rzeszy naukowców reprezentujących wiele dyscyplin naukowych. Co nie zmieni niestety rosnącego zagrożenia od innego człowieka, chyba że zgodzimy się na utratę największej zdobyczy którą oferuje nam postęp - wolności.

.....

Usłyszałem kiedyś od znakomitego elektronika, że Świat jest cyfrowy, wszystko poza nim Nie. Przeżyłem sekundy chwały gdy moje komory ratowały życie człowieka i wieki porażek zmagając się z własną niewiedzą przekraczając granicę ingerencji w losy ludzi kreowane przez naturę, widziałem jak zwykli ludzie stawali z podniesionym czołem wobec ostatecznych rozwiązań i wielkich, którzy „padali rażeni strzałą w piętę”, i nie mogą oprzeć się wrażeniu, że człowiek nie całkiem z tego świata jest. Zawsze wierzyłem, że warto choć o metr przesunąć tę granicę **stąd do wieczności**. Bo każdy dzień może stać się najpiękniejszym, najważniejszym.

Bibliografia

Praca zawiera fragmenty tekstów moich rozdziałów napisanych dla serii Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000 wydanych przez Akademicką Oficynę Wydawniczą (za pozwoleniem):

Z. Nawrat: Biomateriały w kardiologii. Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000. Tom 4 Biomateriały. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT Warszawa 2003, str 529- 583

Z. Nawrat: Bioinżynieria i informatyka medyczna a postępy kardiologii - programy ekspertowe, symulacje, protezy i roboty. Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000. Tom 7 Systemy komputerowe i telemetryczne. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT Warszawa 2002 str 524-542

Konferencja BioMedTech Silesia – refleksja

Zbigniew Nawrat

List 1:

Szanowny Panie,

Możliwość udziału w zeszłorocznej Konferencji była dla nas prawdziwym zaszczytem i przyjemnością. Daje ona nam, młodzieży, niepowtarzalną szansę kontaktu z profesjonalistami, konfrontowania naszych światopoglądów i wizji przyszłości. Być może z czasem przyczyni się to utworzenia nowych dróg rozwoju polskiej nauki. Nasze zainteresowanie poruszaną tematyką biotechnologii medycznej nie tylko nie słabnie, ale powiększa się z czasem. Dlatego przesyłamy streszczenie naszej prezentacji pod tytułem: „Oko nie widziało, ucho nie słyszało; dzisiaj ucho słyszy, a co z okiem?...” na tegoroczną Konferencję.

Serdecznie pozdrawiamy
Mateusz i Jakub

List 2:

Fragment pracy: „Mikrochipy nadzieją... na lepsze jutro” którą prezentowała Agnieszka.

Zainteresowały nas badania dotyczące pomocy ludziom chorym na Parkinsona i Alzheimera. Poszukiwałyśmy w polskich mediach różnych informacji na ten temat, jednak nie znalazłyśmy zbyt wiele artykułów. Choroby te uznawane są obecnie za nieuleczalne.

Jedna z nas ostatnie pół roku spędziła w Kanadzie. Dowiedziała się, że w Calgary, gdzie mieszkała, znajduje się uniwersytet, na którym prowadzone są próby hodowli komórek mózgowych na mikrochipy. Mając możliwość kontaktu z tamtejszymi naukowcami spotkała się z Doktorem Syed'em, profesorem biologii i anatomii (Professor and Head Departments of Cell Biology & Anatomy Member- Department of Physiology & Biophysics), który nadzoruje przebieg badań.

W tym czasie utrzymywałyśmy ze sobą kontakt i pamiętając o zeszłorocznej edycji konkursu postanowiłyśmy opowiedzieć o tym w naszej pracy. Chciałyśmy zaprezentować najnowsze badania prowadzone przez naukowców z Uniwersytetów w Calgary i Monachium.

Grupie uczonych pracujących pod czujnym okiem Doktora Naweed Syed'a udało się wynaleźć chip, który pozwala na przekazywanie informacji pomiędzy komórkami mózgowymi.

To wybrane fragmenty, które ilustrują co się tak naprawdę tworzy się w Zabrzu dzięki małej grupie osób, których udało mi się przekonać do zupełnie nowej idei spotkań naukowych. Pierwszą konferencję zorganizowaliśmy w 2004, by pokazać jaki potencjał związany z bioinżynierią drzemie w naszym regionie. Cel był prosty - wprowadzenie do Regionalnej Strategii Innowacji RIS Silesia tematów, których realizacja nas żywo interesowała. Wzajemny szacunek dla prowadzonych prac i powstałe wtedy przyjaźnie zaowocowały trwałymi więzami współpracy i ... powstaniem Sieci Centrów Doskonałości o nazwie BioMedTech Silesia. Dzisiaj jest to jedna z najprężniej rozwijających się organizacji związanej z rozwojem technologii i materiałów dla medycyny oraz środowiska. Sieć oferuje obecnie system wspierania doktorantów pracujących nad najciekawszymi zagadnieniami bioinżynierii i jest współorganizatorem kolejnych konferencji. Dokładniejsze informacje nt planów zawarłem w specjalnym rozdziale.

Niezwykła konferencja BMT Silesia odbywa się w trzech odsłonach; dla juniorów, doktorantów, kończy spotkania obecnie już międzynarodowa konferencja dla seniorów. W ciągu trzech dni marca możemy być świadkami postępów wielu dziedzin naukowych wspomagających medycynę i .. symbolicznego kroku od hobby do profesji. Najlepsze prace prezentowane w sesjach młodzieżowych i studenckich są nagrodzone występem w konferencji dla seniorów. Jest to pewnie jedyna na świecie konferencja w której uczestniczą na równych prawach kilkunastoletni „odkrywczy” i profesjonaliści. Z żelazną konsekwencją i w sposób niebanalny kreowany jest rozwój ludzi i nauk dla medycyny. Od trzech lat spotykają się w Zabrzu chemicy, fizycy, inżynierowie, lekarze, by prezentować swoje dokonania potrzebne lekarzom i ich pacjentom. W najbliższej przyszłości planujemy wprowadzić jeszcze ostatnią grupę: beneficjentów badań - spotkania z przedsiębiorcami. Organizowane w Zabrzu przedsięwzięcie ma coraz więcej zwolenników, przyjaciół i instytucji gotowych wesprzeć go w różny sposób. Dzięki temu, w pełni za darmo dla wszystkich uczestników i gości konferencja, jest profesjonalnie przygotowanym spotkaniem naukowym.

Zapytany ostatnio dla kogo organizuję te konferencje, ku swojemu zaskoczeniu odpowiedziałem: dla siebie. Dla siebie jakim byłem lata temu, gdy jako dziecko poszukiwałem swojej drogi (chciałem jako fizyk pracować ramię w ramię z lekarzami), dla siebie takim jakim jestem dzisiaj; by spotkać się z przyjaciółmi i weryfikować swoje poglądy, osiągnięcia z najlepszymi fachowcami na świecie i dla siebie jakim będę za wiele lat, gdy jako emeryt będę chciał pogratulować wysiłkom ówczesnych pokoleń i sprawdzić co z naszych dzisiaj fascynacji i rezultatów przetrwało próbę czasu.

Uchwała Rady Programowej

Międzywydziałowej Szkoły Inżynierii Biomedycznej AGH
nr 7/2007

W sprawie przyjmowania na kierunek Inżynieria Biomedyczna laureatów sesji juniorskiej Ogólnopolskiej Konferencji BioMedTech Silesia z pominięciem procesu rekrutacji

Rada Programowa Międzywydziałowej Szkoły Inżynierii Biomedycznej, po zapoznaniu się z regulaminem i zasadami wyłaniania laureatów sesji juniorskiej Ogólnopolskiej Konferencji BioMedTech Silesia oraganizowanej przez Fundację Rozwoju Kardiologii w Zabrze

postanawia

zaoferować trzem pierwszym laureatom sesji juniorskiej Ogólnopolskiej Konferencji BioMedTech Silesia przyjęcie na studia dzienne I stopnia na kierunku Inżynieria Biomedyczna w AGH z pominięciem procesu rekrutacji, tj. na zasadach obowiązujących laureatów wybranych ogólnopolskich olimpiad przedmiotowych.

Konferencja Roboty Medyczne – refleksja

Zbigniew Nawrat

Gdy w 2000r. Rozpoczynaliśmy projekt polskiego robota chirurgicznego nie było Polsce nikogo kto tak na prawdę znał by się na tej dziedzinie. A z tych którzy mieli jakieś pojęcie, wyobrażenie co do wielkości tego przedsięwzięcia nikt nie wierzył w to, że nam się uda. Najpierw była inspiracja: prof. Mohr z Lipska, który krótko po wykonaniu jednych z pierwszych na świecie operacji robotem odwiedził Fundację, przy okazji udziału w konferencji. Potem krótka rozmowa z profesorem Religą, którą zakończył pytaniem: A kiedy będę mógł nim operować?. Potem długie rozmowy w KBNie - przekonywanie że jesteśmy w stanie zrealizować to zadanie, bo już kilka razy nam się udało (sztuczne serce). Zdecydowaliśmy, że oprzemy nasze działania o młody zespół, który trzeba będzie zbudować od zera. Ogłosiliśmy w mediach, że poszukujemy chętnych do współpracy z nami nad tym projektem, zwiedziłem wiele uczelni i grup badawczych w kraju w poszukiwaniu osób, które zechcą z nami rozpocząć tą przygodę. Miałem szczęście. Prof. Podsekowski z Łodzi i dr Mianowski z Warszawy, świetni specjaliści - mechanicy i przy tym prawdziwi nauczyciele wykonali kawał dobrej roboty z nami. Ówcześni magistranci dzisiaj są już adiunktami dzieląc się swoją wiedzą z następnymi rocznikami studentów. Już nie tylko na Politechnice Łódzkiej i Warszawskiej ale i uczelnie w Gliwicach, Katowicach, Wrocławiu, Krakowie, Poznaniu, Gdańsku itd. ogłaszają swoją aktywność naukową w dziedzinie robotów medycznych. Pierwszą konferencję Roboty Kardiochirurgiczne zorganizowaliśmy w 2002 r., by pokazać i pozwolić na publiczną weryfikację tego co dokonaliśmy w naszym projekcie. Od początku budził on duże zainteresowanie. Na tej konferencji prezentowaliśmy nase prace naukowe i ... roboty. Robota sferycznego i robota, pierwszego z rodziny Robin Heart model 0. Za rok na konferencji, która już zwyczajowo odbywa się na początku grudnia, zainaugurowaliśmy pokaz prototypu Robin Heart 1 oraz model Robin Heart 2. Te publiczne pokazy i dyskusje w których uczestniczyli najlepsi w Polsce specjaliści w różnych dziedzinach inżynierii i znakomici chirurdzy pozwalały nam wyciągać wnioski, kreować cele nad których realizacją pracowaliśmy potem czasami latami, wprowadzając modyfikację i udoskonalenia.

Zmieniło się wiele od tego czasu. Od roku organizujemy konferencję międzynarodową. Opieramy ją o rosnącą sławę polskiego robota Robin Heart, która dawno już przekroczyła granice kraju i rosnące zainteresowanie robotyka medyczną wśród naukowców i studentów w Polsce. Jednego nie zmieniliśmy. Każda konferencja wiąże się z pokazem naszych najnowszych osiągnięć, nowych, lepszych robotów, które już wkrótce będą stanowiły niezbędne narzędzie współczesnego chirurga.

Innowacje – próba manifestu.

Zbigniew Nawrat

Głos w debacie „Innowacje: szanse i zagrożenia dla polskiej gospodarki” zorganizowanej z okazji 75-lecia istnienia magazynu BusinessWeek.

Ostatnio uczestniczyłem w debacie poświęconej innowacyjności w Polsce. Główne akcenty rozkładano pomiędzy psychologiczne i dydaktyczne aspekty problemu słabego rozwoju nowych, oryginalnych technologii w Polsce. Moim zdaniem najważniejsza jest jednak tu próba odpowiedzi na fundamentalne pytanie: **po co nam innowacje???** Patrząc na uregulowania prawne, kształt dokumentów które związane są ze staraniami się sfinansowanie węzłowej części wdrożeniowej projektów (zarówno w Polsce jak i UE) wydaje się, że obowiązującą odpowiedź jest następująca: Innowacje są po to by zarobić pieniądze (stąd przerzucenie dużej części finansowania na twórców, przedsiębiorstwa itd.). Myślę, że jednak w tym szczególnym przypadku powinniśmy tu mówić o innym wymiarze zysku.

Większość projektów rozwijana jest za pieniądze społeczne i utyka w fazie najbardziej dla społeczeństwa istotnym punkcie: wdrożeniu. Z założenia nowoczesne technologie, innowacje winny być nowymi rozwiązaniami starych problemów lub też wytyczać zupełnie nowe kierunki rozwoju. To oznacza że nie ma na ogół przedsiębiorstw, które mogą wytwarzać te produkty i innego znaczenia nabiera też formuła: są to projekty wysokiego ryzyka finansowego. Doświadczenie wskazuje jednak, że kraje które postawiły na odpowiednie relacje edukacja-pomysł-wdrożenie przewodzą dzisiaj gospodarce światowej. Jedyłą stałą jej cechą dzisiaj jest zmienność. Wydaje się, że by uzyskać lepsze wyniki należy prowadzić bardziej aktywną, agresywną politykę ukierunkowaną na realizację najlepszych projektów.

Codziennie powstają nowe gałęzie tego naszego wspólnego drzewa i choć nie wszystkie przyniosą owoce ogólny bilans jest pozytywny. Żyjemy dłużej, lepiej, szczęśliwiej.

Bo człowiek do życia potrzebuje dostępu do trzech źródeł: energii, informacji i wolności.

W pierwszym przetwarzana jest materia, w drugim dobra intelektualne (od religii przez naukę i kulturę do edukacji) w ostatnim dobra społeczne

(nasze relacje z innymi ludźmi). Dzięki nim jesteśmy bezpieczni, możemy się rozwijać, poddajemy się uczuciom. Nowe technologie, innowacje powinny sprzyjać łatwiejszemu dostępowi i wykorzystaniu tych źródeł. Z drugiej zaś strony, skoro potrafimy wytworzyć maszyny, które jak pszczoła produkują miód, maszyny liczące którym oddajemy prawo decyzji dotyczących naszego zdrowia i życia to powinniśmy narzucić im przestrzeganie swego dekalogu. Od nie będziesz miał innych ponad człowieka po nie będziesz kradł mu przestrzeni, czasu i materii - **bo powstają aby pomnażać wolność człowieka.**

The innovations – trial of manifesto

Opinion expressed in the debate „Innovations: Chances and threatens for polish economy”, organized on occasion of the 75th anniversary of BusinessWeek magazine creation.

I participated recently in the debate devoted to the innovations in Poland. The main stresses were put between psychological and didactic aspects of the week development of new, original technologies in Poland. In my opinion the most important is to answer for the fundamental question: What for are innovations?

Looking at low regulations, which are connected with the efforts toward finding the financial support for innovative projects there is following answer for stated above question: Innovations should earn the money (so significant part of cost are on the side of authors or entrepreneurs). But in this special case, I think we should consider other kind of profits.

The majority of projects is developed for social money and it stops in the most essential for society point - when the elaborated model or pre-prototype should has to be put into practice.. Innovative technologies indicate very often completely new directions of the development. It means that there no companies on the market able to produce these products - because these are the high risk projects. Trying to jump over the precipice between the prototype and product we created in Zabrze (Poland) the institution named Robin Heart Service base on the support of the European Union project - Equal. This is unique, pioneer project in Poland, whose goal is to put into practice the production of family of telemanipulators and robots supporting (cardiac)surgery, called Robin

Heart. The name of the company shows that its team will make up later the base for the group created for surgery robot, telemanipulators and other (semi)automatic tools for MIS working in clinics servicing.

The history and experiences shows that countries, which strongly supported the relation: education-idea-final product became the leader of world economy today. The only one constant feature of world economy is its variability and rapid progress. It seems, that to obtain better results the more active and aggressive politics steered on the realization of the best projects should be done.

Every day a new branches of this our common tree are created and even if no all bring the fruit the general balance is positive. We live longer, better, more happily.

Because the man to live needs to have the access to three sources: energy, information and freedom.

In the first the matter is processed, in the second one intellectual goods (from religion, through science and culture to the education) and in the last one social goods (our relationships with other people) are processed. Thanks to them we can feel safe, we can develop and we undergo feelings.

New technologies, innovations should favour the easier access and utilization of these sources. But from the other side, since we are able to produce the machine, which as the bee can produce the honey, the computational machines, which we give back decisions relating to our health and life so we should impose them to obey the peculiar Decalogue: From You will not have others above the man ... to You will not steal him the space, the matter and ... the time.



Konferencja BioMedTech 2007 RFSD

Robert Herok, Jadwiga Żebracka, Dagmara Rusinek, Agnieszka Gogler, Ksymena Urbanek, Anna Szydło, Kinga Nawalany, Monika Śmiga-Matuszowicz, Michał Sobota, Michał Kawalec, Joanna Jaworska, Barbara Hajduk, Maria Jamróz-Piegza, Łukasz Grobelny, Marek Kozlak, Marcin Basiaka, Agnieszka Gdowicz-Kłosok, Katarzyna Wolańska, Wojciech Pigłowski, Paweł Weda, Marek Kowalczyk,



BioMedTech Silesia 2007 Senior

Jan Sarna, Małgorzata Mańka - Szulik, Cornelius A. Grimbergen, M.K. Chmarra, T. Kukulski, Marek Koźlak, Anna Szydło, Kamil Sieczko, Ewelina Andrzejak, A. Turek, Katarzyna Michalik. W. Jakubowski, Sebastian Schostek, T. Hrapkowicz., Gacek IA, Cornelius A. Grimbergen, Z. Nawrat, Ilewicz G, Vera Zasulich Perez, K. Milewski, K. Mianowski.



Konferencja BioMedTech Silesia Junior 2007

Gabriela Karmasz, Prof. dr hab. n. med. Janusz Skalski, Prof. Zdzisław Krawczyk, Oliwia Segiet, Marcin Klauza, Adam Karcz, Ewelina Rapcia, Mateusz Kol, Dorota Domaradzka, Sabina Kliś, Ewelina Andrzejak, Joanna Strząbała, Magdalena Komajda, Patrycja Ogierman, Kinga Hnat, Dr Marek Wydra, Edyta Grzegorzczak, Anna Sołtysek, Monika Pieńkos, Kamil Siczko, Magdalena Bartkowiak, Jarosław Sobociński i Dariusz Dubis, Michał Wasielewski.

Witam serdecznie. Konferencję uważam za otwartą. Mamy przed sobą 10 godzin spotkania ludzi, idei, doświadczeń, nowych wizji. Spotkają się przedstawiciele różnych specjalności naukowych, lekarzy, biologów, inżynierów. Spotkają się ludzie różnego wieku i różnej narodowości. Jedno nas jednak łączy: troska o chorego człowieka, pomoc lekarzowi i jego pacjentowi. Zapraszam wszystkich do aktywnego udziału. Dzisiejsze spotkanie kończy tegoroczną konferencję BioMedTech Silesia. Tydzień temu rozpoczęliśmy konferencję dla młodzieży i studentów. Wczoraj sprawozdali swoje postępy doktoranci, stypendyści regionalnego funduszu studiów doktoranckich. Będziemy mieli okazję wysłuchać prezentacji nagrodzonych prac młodzieży. Będzie to symboliczny i realny krok od hobby do świata profesjonalnej wiedzy. W sumie przecież wszyscy czujemy się podobnie wkraczając na tereny nieznane, zdobywając niedostępne szczyty czy odległe bieguny. Fizyk na sali operacyjnej, matematyk pomagający leczyć pacjenta, lekarz w laboratorium ramię w ramię z chemikiem. Ten serial będziemy kontynuowali. Bo warto. Bo warto by spotykali się ludzie gotowi poświęcić swój talent i życie dla innych ludzi.

I greet very warmly. I announce the Conference is Open. There is going to be about 10 hours of meetings of peoples, ideas, experiences and new visions. Here, the representatives of different scientific specialties - doctors, biologists, engineers will share their innovations, experiences and knowledge. It will be meeting of people of different age and of different nationality. But we have one incoming: the care of unhealthy man - how to support doctors and his way of treating the patients. I invite all of You to active participation. Today's meeting finishes this year 's conference BioMedTech Silesia. Week ago we started the conference for youth and students. Yesterday, the PhD students from regional scholarship foundation, reported progress of their research. The chosen, awarded works of Young Researches will be presented today as a symbolic step (bridge) from young hobbies and passions to the world of professional scientists. In the same way like these young people we fill when we start to explore new fields of knowledge, rich the summits or far away poles.. Physicist on operating hall, mathematician helping to treat patient, doctor in laboratory shoulder to shoulder with chemist. We will continue this serial - Because it is worth to do it - because it is worth to meet the people dedicating their own talents and abilities for other peoples.

Z. N.

Konferencja BioMedTech Silesia, Zabrze 2007

Zbigniew Nawrat

Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrzu
Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach
Foundation for Cardiac Surgery Development
Medical University of Silesia
e-mail: nawrat@frk.pl



Konferencja jest zgodna ze strategią rozwoju regionu **RIS SILESIA**.

Sponsorem konferencji jest Sieć Centrów Doskonałości BioMedTech Silesia, projekt UE Equal, Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii oraz Urząd Miejski w Zabrzu (www.um.zabrze.pl). Wiedza i Życie jest głównym patronem prasowym konferencji.



wiedza i życie

BioMedTech Silesia

Podobnie jak poprzednie, IV edycja konferencji naukowej poświęcona postępom bioinżynierii i biotechnologii medycznej „**Bio-Med-Tech-Silesia 2007**” odbyła się wiosną, w sali sympozjalnej Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrzu. Jej celem jest wymiana doświadczeń oraz przegląd dorobku i potencjału badawczego zespołów akademickich oraz innych ośrodków badawczo-wdrożeniowych w naszym regionie, które zajmują się tematyką bioinżynierii i biotechnologii medycznej. Jej szczególny wymiar polega na tym, że uczestnikami będzie zarówno młodzież, jak i profesjonalni naukowcy, a połączy ich wspólny cel: wykorzystanie swoich umiejętności, wiedzy i doświadczenia na rzecz zdrowia i życia człowieka oraz rozwoju medycyny.

Konferencja organizowana jest przez sieć Centrów Doskonałości, złożoną ze znanych i uznanych w naszym regionie instytucji naukowych: Centrum Doskonałości Polimery 2000+, Centrum Doskonałości Działu Badawczego COI (Centrum Onkologii w Gliwicach), Centrum Doskonałości Badań i Nauczania Biologii Molekularnej Macierzy i Nanotechnologii (Śląskiej Akademii Medycznej) oraz Centrum Doskonałości ProCordis, którego koordynatorem jest Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii. Dyrektorzy z tych Centrów tworzą obecnie

Radę Naukową, która spośród nadesłanych prac wyłoniła referaty dopuszczone do prezentacji.

Konferencji towarzyszy od początku duże zainteresowanie, aktywnie uczestniczą w niej przedstawiciele wielu środowisk naukowych, dydaktycznych, produkcyjnych i medialnych co zaowocowało wprowadzeniem „**Bio-Tech-Med Silesia**” do kalendarza stałych, dorocznych spotkań naukowych. W ubiegłym roku wprowadziliśmy sesje młodzieży szkolnej i akademickiej. Główną nagrodą w bloku „Bio-Tech-Med Silesia” Junior i RFSD (doktorantów Regionalnego Funduszu Stypendiów Doktoranckich) jest możliwość prezentacji w międzynarodowej konferencji Seniorów.

Plan ramowy konferencji:

- * 9.03.2007 (piątek) BMT RFSD, godz. 9.00 - 14.00 - sesja naukowa obejmująca sprawozdania z prac prowadzonych przez stypendystów Regionalnego Funduszu Stypendiów Doktoranckich, prowadzonego w ramach Sieci Centrów Doskonałości BioTechMed Silesia (wykorzystuje fundusze unijne).
- * 23.03.2007 (piątek), od godz. 9.00 - sesje: młodzieżowa i studencka Bio - Med - Tech Junior. W godzinę po zakończeniu prezentacji nastąpiło ogłoszenie wyników (ocena Rady Naukowej i publiczności zgromadzonej w czasie konferencji) i rozdanie nagród rzeczowych. Główną nagrodą stanowi możliwość zaprezentowania swojej pracy w konferencji BMT Senior. Jest symboliczny krok, zaproszenie do grona profesjonalistów.
- * 30.03.2007 (piątek), godz. 9.00 - 20.00 - Międzynarodowa Konferencja Naukowa BioMedTech Silesia Senior z udziałem zaproszonych gości zagranicznych

Pełny plan konferencji i streszczenia na stronie www.frk.pl w portalu BioMedTech Silesia.

Część międzynarodową konferencji uświetnili goście

- Cornelius A. Grimbergen. (Department of Medical Physics, Academic Medical Center Amsterdam. Man Machine Systems Group, Delft University of Technology, The Netherlands.)
- Sebastian Schostek (Novineon Healthcare Technology Partners GmbH, Tuebingen, Germany).
- Iwona Gacek (reprezentująca ośrodek medyczny w Tubingen, Germany)
- Magdalena Chmarra (Department of BioMechanical Engineering, Delft University of Technology, The Netherlands.)
- Vera Zasluch Perez (Universidad Pontificia Bolivariana, Medellin, Colombia)

Podsumowując w konferencji uczestniczyło około 400 osób, przedstawiono 14 prac juniorów, 20 prac doktorantów RFSD, 19 prac seniorów. Dodatkowo w warsztatach chirurgicznych dnia 31 marca, na których między innymi testowano nowe narzędzia Tubingen (referaty w czasie konferencji) uczestniczyło 60 osób, w tym goście z Niemiec, Holandii i Kolumbii.

Po raz pierwszy na konferencji BioMedTech Silesia wręczono nagrody w postaci statuetek wykonanych na podstawie projektu uczniów Liceum Plastycznego w Zabrze. W konkursie na najciekawszy projekt wybrano do realizacji prace przygotowaną przez Panią Kingę Hnat **uczennicą II klasy naszego liceum, a jej projekt został wyłoniony w konkursie pracowni rzeźby prowadzonej przez Tomasz Kocłęgę.**

Na konferencji BioMedTech Silesia 2007 nagrody otrzymali:

Szanowne Jury (Zdzisław Krawczyk, Marek Wydra, Gabriela Karmasz, Zbigniew Nawrat), opierając się o ranking głosów publiczności, podjęło decyzję o wyborze następujących laureatów konferencji Młodzieżowej:

1. nagroda:

a. prezentacja na międzynarodowej konferencji BioMedTech Silesia 2007, 30 marca 2007

b. statuetka konferencji „serce”

Ewelina Andrzejak. **Nanotechnologia - fullereny w medycynie.**

LO im. Cecylii Plater-Zyberkówny w Warszawie

2. nagroda:

Mateusz Kol. **Bezprzewodowe zasilanie sztucznego serca.**

Przyszłość daleka czy bliska?.

Liceum Ogólnokształcące im. J.F.Kennedy w Katowicach-Ligocie

3. nagroda:

Ewelina Rapcia. **Terapia genowa mutacji punktowych przyszłością medycyny.**

Miejskie Gimnazjum nr 2 w Knurowie

oraz przyznano tytuł Nauczyciel Roku 2007

Pani Aleksandra Kluza II Liceum Ogólnokształcące im. Stanisława Staszica w Tarnowskich Górach.

Sesja studentów

1. nagroda:

a. prezentacja na międzynarodowej konferencji BioMedTech Silesia 2007, 30 marca 2007

b. statuetka konferencji „serce”

Kamil Sieczko. **Badanie materiałów metalicznych imlantów metodami fizyki powierzchni.** Uniwersytet Śląski w Katowicach.

2. nagroda:

Jarosław Sobociński, Aleksandra Stawińska, Dariusz Dubis. **Mechaniczna dłoń jako uniwersalne narzędzie manipulacyjne, gdzie technika z przyrodą podają sobie ręce.** Śląska Akademia Medyczna w Katowicach.

3. nagroda:

Magdalena Bartkowiak, Michał Wasielewski. **Badanie materiałów o cechach biodegradowalności w kierunku zastosowania na implanty naczyniowe, z elementami symulacji Metodą Elementów Skończonych.** Międzywydziałowe Koło Naukowe Biomechaników PWt, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska

Odnotowaliśmy bardzo dobre opinie na temat konferencji w mediach. Planujemy przeprowadzenie konferencji również w przyszłym roku, w podobnym terminie. Wszystkie informacje, streszczenia prac prezentowanych w czasie konferencji można znaleźć w portalu BioMedTech *Silesia* na stronie internetowej www.frk.pl.

JUNIOR

Program konferencji BioMedTech Silesia 2007 Junior

11.30 - 12.00 Otwarcie Konferencji **BioMedTech Silesia 2007 Junior.** Wykład wprowadzający wygłosi **Prof. dr hab. n. med. Janusz Skalski.** Katedra Kardiochirurgii i Transplantologii Śląskiej Akademii Medycznej.

12.00 - Sesja młodzieżowa

- Oliwia Segiet. **Nowe technologie w kardiochirurgii.** II Liceum Ogólnokształcące im. Stanisława Staszica w Tarnowskich Górach.
- Marcin Klauza, Michał Domagała. **Pozytonowa tomografia emisyjna.** II LO im. Stanisława Staszica w Tarnowskich Górach.
- Adam Karcz. **Materiały w służbie medycyny.** II Liceum Ogólnokształcące im. Stanisława Staszica w Tarnowskich Górach.
- Ewelina Rapcia. **Terapia genowa mutacji punktowych przyszłością medycyny.** Miejskie Gimnazjum nr 2 w Knurowie.
- Mateusz Kol. **Bezprzewodowe zasilanie sztucznego serca.** Przyszłość daleka czy bliska?. Liceum Ogólnokształcące im. J.F.Kennedy w Katowicach-Ligocie.

- Dorota Domaradzka, Sabina Kliś. **Biofeedback - steruj swoim ciałem**. IV LO im. Komisji Edukacji Narodowej w Bielsku-Białej.
- Ewelina Andrzejak. **Nanotechnologia - fullereny w medycynie**. LO im. Cecylii Plater-Zyberkówny w Warszawie.

13.45-14.15 - Lunch

14.15 - Sesja studencka

- Edyta Grzegorzczak, Anna Sołtysek. **Charakterystyka drutów prowadzących stosowanych w endourologicznych zabiegach leczenia kamicy moczowej**. Studenckie Koło Naukowe MEDiTECH, Politechnika Śląska w Katowicach.
- Monika Pieńkos, Armand Cholewka. **Budowa wielowarstwowego układu tkanko-podobnego i analiza transportu ciepła w poszczególnych jego warstwach wskutek impulsowego chłodzenia**. Instytut Fizyki im. A. Chełkowskiego, Zakład Fizyki Medycznej w Katowicach.
- Kamil Sieczko. **Badanie materiałów metalicznych imlantów metodami fizyki powierzchni**. Uniwersytet Śląski w Katowicach.
- Jarosław Sobociński. **Mechaniczna dłoń jako uniwersalne narzędzie manipulacyjne, gdzie technika z przyrodą podają sobie ręce**. Śląska Akademia Medyczna w Katowicach.
- Magdalena Bartkowiak, Michał Wasielewski. **Badanie materiałów o cechach biodegradowalności w kierunku zastosowania na implanty naczyniowe, z elementami symulacji Metodą Elementów Skończonych**. Międzywydziałowe Koło Naukowe Biomechaników PWr, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska.
- Tomasz Fołda. **Odporność korozyjna stopu Co-Cr-W-Ni przeznaczonego na stenty naczyniowe**. Politechnika Śląska Gliwice. Wydział Mechaniczny - Technologiczny, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych.

15.45-16.15 - Przerwa na kawę. Narada komisji przydzielającej nagrody.

16.15 - Wręczenie nagród i zakończenie konferencji.

Omówienie

Wszyscy, bardzo młodzi uczestnicy konferencji przedstawili znakomicie prace, które świadczą o ogromnym potencjale autorów. Spotkania z nimi są dla nas ogromną radością i napawają nas nadzieją, że wspomogą następnie zastąpią nas nie ustępujący nam wiedzą, pasją i zaangażowaniem.

- Ewelina Rapcia (Miejskie Gimnazjum nr 2 w Knurowie) przedstawiła pracę poświęconą **terapii genowej mutacji punktowych**. Mutacja to nagła, skokowa zmiana materiału genetycznego, która może się dziedziczyć. Ze względu na skalę zmiany, w odróżnieniu do chromosomowych i genomowych, mutacje genowe nazywamy punktowymi. Ostatnio pojawiła się nadzieja dla osób chorych - terapia genowa jako leczenie polegające na wprowadzeniu obcych kwasów nukleinowych (DNA lub RNA) do komórek. Mówczyni przedstawiła zalety, wady i problemy stojące przed tą rozwijającą się gałęzią medycyny.
- Dorota Domaradzka i Sabina Kliś (IV LO im. Komisji Edukacji Narodowej w Bielsku-Białej) zainteresowały się z kolei nową metodą leczenia o nazwie **„biofeedback”**. Biofeedback został wynaleziony w Stanach Zjednoczonych w NASA (Narodowa Administracja Aeronautyki i Przestrzeni Kosmicznej) i jest wykorzystywany do poprawienia koncentracji i możliwości psychicznych astronautów. „Biofeedback” to dokładnie biologiczne sprzężenie zwrotne. To metoda terapii polegająca na podawaniu pacjentowi sygnałów o stanie fizjologicznym jego organizmu, aby mógł on świadomie modyfikować funkcje, które normalnie nie są kontrolowane świadomie, np. fale mózgowo, napięcie pewnych grup mięśni. W czasie sesji biofeedback pacjent uczy się kontroli organizmu poprzez mechanizm nagrody i kary. Podłączony do urządzenia monitorującego, otrzymuje informację zwrotną („feedback”) dotyczącą zmian poziomu jego stanu fizjologicznego. W zależności od schorzenia pacjenta stosuje się odpowiedni rodzaj terapii. Biofeedback temperaturowy stosowany jest m.in. w medycynie do leczenia niedokrwienia kończyn. Biofeedback EEG stosowany jest np. u dzieci z ADHD, wspomaga leczenie padaczki. W medycynie do leczenia m. in. nadciśnienia wykorzystywany jest biofeedback GSR. (mierzy elektryczne przewodzenie skóry, które zmienia się w zależności od ogólnego pobudzenia współczulnego układu nerwowego), a w przypadku niektórych chorób układu oddechowego - biofeedback oddechowy (urządzenie do tego typu biologicznego sprzężenia zwrotnego składa się z czujnika rytmu i długości wydechów). Natomiast u pacjentów np. z niedowładzą lub nadaktywnością mięśni jako zaburzenia czynnościowe w znacznym stopniu w leczeniu może pomóc Biofeedback EMG.
- Oliwia Segiet (II Liceum Ogólnokształcące im. Stanisława Staszica w Tarnow-skich Górach) omówiła **nowe technologie w kardiologii**. Kardiologia interwencyjna są jednymi z najbardziej dynamicznie rozwijających się dziedzin medycyny. Powstały nowe metody rewaskularyzacji, takie jak: „technika drezdeńska”, a także „west coast technique”, wprowadzono techniki małoinwazyjnego pomostowania wieńcowego (MIDCAB, EACAB), szybko rozwija się technika operacji endowizyjnych zastawki mitralnej oraz przezskórnej implantacji zastawek

serca. Zwieńczeniem współpracy lekarzy, bioinżynierów i techników jest wykorzystanie robotów kardiochirurgicznych, które umożliwiają wykonanie precyzyjnych, małoinwazyjnych zabiegów, stereoskopową wizję, eliminację naturalnych drżeń ręki chirurga oraz dokładne odwzorowanie ruchów ręki chirurga. W Polsce powstaje projekt robota kardiochirurgicznego Robin Heart.

- Marcin Klauza, Michał Domagała (II LO im. Stanisława Staszica w Tarnowskich Górach) przygotowali interesującą prezentację **pozytonowej tomografii emisyjnej**. W Polsce każdego dnia nowotwór atakuje ok. 300 osób, a ok. 220 innych umiera. Wczesne wykrycie raka to gwarancja wyleczenia. Doskonałą metodą wykrywania nowotworów jest tomografia pozytonowa (ang. Positron emission tomography, PET). PET to technika obrazowania, w której zamiast zewnętrznego źródła promieniowania rentgenowskiego rejestruje się promieniowanie powstające podczas anihilacji pozytonów. Źródłem pozytonów jest podana pacjentowi substancja promieniotwórcza ulegająca rozpadowi beta plus Komputer zbierający dane tworzy mapę intensywności powstawania pozytonów. Obserwowany rozkład emisji pozwala ustalić tempo metabolizmu. Nadmierny metabolizm może wskazywać na nowotworowe przerzuty, choroby neurologiczne, jak choroba Alzheimera. Emisyjna Tomografia Pozytonowa (PET), jest najlepszą i najskuteczniejszą techniką obrazowania. W Polsce do tej pory istnieją dwa działające ośrodki PET/CT w Bydgoszczy i Gliwicach. W stadium zaawansowanej budowy są ośrodki PET/CT we Wrocławiu (marzec 2007) i w Warszawie (czerwiec 2007). Otwarcie tych dwóch nowych ośrodków skróci czas oczekiwania na badanie, który obecnie wynosi 17 tygodni.
- Adam Karcz (II Liceum Ogólnokształcące im. Stanisława Staszica w Tarnowskich Górach) omówił szeroko różnego typu **materiały stosowane w medycynie**. Postęp techniki jest w znacznej mierze uzależniony od osiągnięć inżynierii materiałowej. Biomateriał jest to materiał przeznaczony do współistnienia z biologicznymi systemami, przeznaczony do leczenia, diagnozowania, poprawiania lub zastąpienia częściowego lub całkowitego tkanki, narządu, lub spełnienia ich funkcji w organizmie. Autor przedstawił zastosowania i perspektywy nowych aplikacji Takich materiałów jak: materiały z pamięcią kształtu, polimery naturalne i syntetyczne, materiały węglowe, ceramiczne. Mnogość rozwiązań koncepcyjnych i szeroki wybór materiałów czyni z tej dziedziny bardzo szerokie i fascynujące zagadnienie otwierające przed medycyną całkowicie nowe możliwości, godne XXI wieku.
- Ewelina Andrzejak (LO im. Cecylii Plater-Zyberkówny w Warszawie) w sposób prawdziwie kompetentny i piękny przedstawiła pracę

opisująca perspektywy zastosowania **fullerenów w medycynie jako ważnego działu nanotechnologii**. Fullereny i nanorurek są to jedne z produktów niezwykle szybkiej kondensacji par węgla przy użyciu techniki laserowej lub elektrołukowej (zapewniają warunki w których szybkość zamrażania produktów reakcji wysokotemperaturowej może przekraczać nawet 106 K/s). Struktury te są tym ciekawsze, że kryją w swoich „wnętrzach” stosunkowo dużo wolnej przestrzeni, w której mogą się zmieścić (w zależności od rozmiaru danej struktury) pojedyncze atomy lub nawet całe grupy cząsteczek. Już w 1993 roku zostały otrzymane nanokapsułki węglowe z krystalitami węglików żelazowców i lantanowców wewnątrz. Początkowo umieszczenie cząsteczki we wnętrzu „klatki węglowej” było możliwe tylko przez dyfuzję co, ze względu na praktyczny brak kontroli nad cząsteczką „wewnątrz”, miało ograniczone zastosowanie. Obecnie obmyślane są techniki otwierania i zamykania klatek poprzez generowanie bodźców zewnętrznych. Umożliwiłoby to kontrolę nad ich „zawartością”. Po dokładnym opracowaniu wspomnianych modyfikacji stałoby się możliwe wszczepianie „utajonych” inhibitorów aktywujących się w odpowiednim momencie np. metotreksat w przypadku zachorowania na raka. Udowodniono już, że aktywność biologiczną wykazują metanofullereny (pochodne fullerenów), są one zdolne do blokowania centrów aktywnych wirusa HIV ze względu na dopasowanie geometryczne. O wszechstronnym zastosowaniu fullerenów mogą świadczyć także ich właściwości antyoksydacyjne, dzięki którym będą mogły znaleźć zastosowanie jako szybkie neutralizatory wolnych rodników.

- Mateusz Kol (Liceum Ogólnokształcące im. J.F.Kennedy w Katowicach-Ligocie) poddał pod rozagę oryginalny pomysł **bezprzewodowego zasilania sztuczne-go serca**. Wraz z rozwojem nowych technologii, a co za tym idzie miniaturyzacji pojawiła się możliwość podłączenia pacjenta do urządzeń których rozmiary dały możliwość poruszania się w dużo większym niż dotychczas zakresie. Człowiek pozostawał jednak nadal podłączony przewodami z urządzeniami kontrolującymi pracę serca i co ważne, dostarczającymi zasilanie elektryczne. Koreański koncern Samsung zaprezentował niedawno akumulator paliwowy którego pojemność wynosi 12000 Wh. Podłączono go ze specjalnie do tego przystosowanym laptopem Q35. Przyjmując, że korzystamy z notebooka przez 8 godzin dziennie, pięć dni w tygodniu, akumulator pozwoli nam na codzienną pracę przez miesiąc bez konieczności ładowania. Inny koncern - Toshiba skon-struował nieco wcześniej również akumulator na alkohol metylowy. W tym jednak urządzeniu na szczególną uwagę zasługuje fakt, iż przy niewielkich rozmiarach 22x45 mm i wadze 8,5 g (wraz z 2cm³ alkoholu) wytwarza

się 100 mW energii. Użycie akumulatora Toshiba wydaje się autorowi być interesującą alternatywą dla zasilania na przykład rozruszników serca. Autor, zadaje sobie pytanie : Czy istnieje inna metoda do zasilania sztucznego serca? Zapewne większość z nas zdążyła się już przyzwyczaić do bezprzewodowego Internetu. Doskonale znamy jego zalety. Gdyby jednak w myśli wielkiego Nikoli Tesli udało się skonstruować urządzenie przesyłające bezprzewodową energię, korzyści z tego płynące dalece wyprzedziłyby te wcześniej wspomniane. Otóż przed paroma miesiącami w San Francisco Marin Soljatic, profesor w MIT z Cambridge, przedstawił rewolucyjny na skalę światową prototyp bezprzewodowego nadajnika energii. Technologia ta polega na tym, iż nadajnik wytwarzając pole elektromagnetyczne przesyła energię dopiero wtedy, kiedy odbiornik znajdujący się w odległości kilku metrów rezonuje z tą samą częstotliwością (6,4 Mhz), co zapobiega ewentualnemu rozproszeniu się energii. Autor podsumowuje, że można by w ciele człowieka zaszyć wraz ze sztucznym sercem, niewielkich rozmiarów akumulator, np litowo-polimerowy, i zapewnić pacjentowi stały dostęp do energii bezprzewodowej w pomieszczeniach. Projekt wykorzystania najnowszych technologii z zakresu przechowywania i transmisji energii w kardiologii może wg autora już w niedalekiej przyszłości pozwolić ludziom ze sztucznym sercem na normalne życie.

- Jarosław Sobociński, Aleksandra Stawińska, Dariusz Dubis (Śląski Uniwersytet Medyczny) opisali próbę realizacji własnego projektu **mechanicznej dłoni**. W pracy przedstawiono dobrze ilustrowany przegląd protezowania dłoni na przestrzeni wieków oraz perspektyw rozwoju wybranych rozwiązań technicznych. Naturalna dłoń ludzka porównana została z dłonią sztuczną. Celem pracy było zaprojektowanie, symulacja i wykonanie prototypu sztucznej dłoni ze szczególnym uwzględnieniem kwestii mechanicznej. Tworzona dłoń musi spełniać zarówno aspekty estetyczne, funkcjonalne, jak i odznaczać się odpowiednią precyzją ruchów, przy stosunkowo niskich kosztach produkcji i cenie rynkowej. Przed autorami jeszcze wiele problemów do rozwiązania..
- Edyta Grzegorzczak, Anna Sołtysek (Studenckie Koło Naukowe MEDiTECH, Politechnika Śląska w Katowicach) przedstawili pracę dotyczącą badań **charakterystyki drutów prowadzących stosowanych w endourologicznych zabiegach leczenia kamicy moczowej**. Ostatnie lata przyniosły znaczący postęp w dziedzinie materiałów stosowanych w urologii. Interdyscyplinarne badania łączące medycynę, nauki ścisłe oraz techniki i technologie wytwarzania zaowocowały dynamicznym rozwojem endoskopowych metod leczenia zarówno kamicy, jak i szeregu innych chorób układu moczowego. Ważną rolę w doskonaleniu metod leczenia odgrywa unowocześnianie instrumentarium, a w tym istotne znaczenie

ma jakość drutów prowadzących (drutów bezpieczeństwa). Realizowane badania obejmują charakterystykę drutów prowadzących stosowanych w przezskórnej nefrolitotrypsji i ureterorenoskopii. Pomiarów drutów dokonano metodami metalografii ilościowej wspomaganą komputerowo. Przy pomocy elektronowego mikroskopu skaningowego z emi-sją polową FE SEM S-4200 HITACHI współpracującego ze spektrometrem Voyager 3500 NORAN INSTRUMENTS przeprowadzono jakościową oraz ilościową analizę składu chemicznego. Wyznaczono właściwości mechaniczne i technologiczne drutów. Członkowie Koła Naukowego realizują badania nad opracowaniem technologicznej plastyczności drutów, jak również doboru konstrukcji oraz parametrów procesu produkcji drutów, przeznaczonych do zabiegów endoskopowych. Opracowanie technologii wytwarzania drutów dla urologii pozwoliłoby na wyeliminowanie importu tych materiałów, a tym samym na zaopatrzenie krajowych ośrodków urologicznych w wyrób spełniający wymogi nowoczesnej endoskopii.

- Monika Pieńkos, Armand Cholewka (Instytut Fizyki im. A. Chełkowskiego, Zakład Fizyki Medycznej w Katowicach) omówili badania i analizę transportu ciepła wskutek impulsowego chłodzenia w modelu fizycznym wielowarstwowego układu tkankopodobnego. Współcześnie w medycynie coraz częściej stosuje się terapię niską temperaturą, oddziałując miejscowo (krioterapia lokalna) lub na cały organizm (krioterapia ogólnoustrojowa). Istotnym zagadnieniem staje się badanie zmian temperatury zachodzących wewnątrz organizmu wskutek impulsowego (1-3 min) oddziaływania na ciało ludzkie niskich temperatur (poniżej -100°C) stosowanych w krioterapii. Organizm dążąc do utrzymania homojotermii włącza mechanizmy termoregulacyjne, w wyniku których dochodzi do wzmożonej aktywności biofizycznej i biochemicznej tkanek. W czasie krioterapii należy przestrzegać pewnych zaleceń oraz odpowiednio zabezpieczyć najbardziej wrażliwe na działanie zimna części ciała (dłonie, podudzia, stopy, uszy). Ze względu na występujący w kriokomorze gradient temperatur, kończyny dolne są szczególnie narażone na odmrożenia. Dlatego zaprojektowano układ tkankopodobny imitujący fragment kończyny dolnej, który poddawano działaniu niskiej temperatury (ok. -120°C) w specjalnie do tego celu przygotowanym kriostacie. Do budowy modelu użyto materiałów o parametrach termicznych zbliżonych do charakteryzujących odpowiednie tkanki ludzkie (guma imitowała skórę, tłuszcz zwierzęcy - tkankę tłuszczową, silikon sanitarny - mięśnie, a tekstolit - kość). W fantomie modelowano wewnętrzne źródło ciepła realizowane za pomocą obiegu wody o ustalonej temperaturze 37°C . Otrzymane wyniki dla układu bez wewnętrznego źródła ciepła pokazały, iż obniżenie temperatury badanych warstw fantomu oraz czasy osiągnięcia minimum temperaturowego są proporcjonalne do czasu

chłodzenia, przy czym największe zmiany obserwowane były w warstwach zewnętrznych. Obecność wewnętrznego źródła ciepła spowodowała istotne podwyższenie minimalnych temperatur otrzymanych dla poszczególnych warstw (szczególnie widoczne dla warstw głębokich, położonych w pobliżu źródła ciepła) w porównaniu do układu bez włączonego obiegu wody. Przeprowadzone badania potwierdziły słuszność szczególnej ochrony podudzi i stóp podczas krioterapii. Ukazały również jak ważną rolę odgrywa sprawnie działający system termoregulacyjny, dzięki któremu w czasie krioterapii temperatura wewnętrzna organizmu pozostaje w granicach tolerancji.

- Kamil Sieczko (Uniwersytet Śląski w Katowicach) przedstawił badania materiałów metalicznych implantów metodami fizyki powierzchni. Techniki badawcze fizyki powierzchni - spektroskopia elektronów Auger (AES) oraz skaningowa mikroskopia elektronowa (SEM) zostały zastosowane do badania implantów po ich usunięciu z organizmu. Przedmiotem badania był stabilizator płytkowy zewnętrzny (Polfix) ze stali austenitycznej, kwasoodpornej typu 316L (Cr-Ni-Mo) stosowany w lejkowatym zapadnięciu klatki piersiowej metodą Nauss'a. Implant przebywał w ciele pacjenta 2 lata. Zbadano skład chemiczny osadu na jego powierzchni oraz zastosowano metodę profilu wgłębnego do określenia zmiany z głębokością, zwłaszcza w pobliżu metalicznego podłoża. Obecność takich pierwiastków jak C i N wskazywała na pochodzenie białkowe, natomiast pierwiastki Na i Cl to główne składniki płynów międzykomórkowych. Po usunięciu osadu metodą trawienia jonami Ar⁺ okazało się że została zniszczona warstwa pasywna implantu oraz wystąpiły efekty korozji.
- Magdalena Bartkowiak, Michał Wasielewski¹. (Międzywydziałowe Koło Naukowe Biomechaników PW, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska) omówili badania materiałów o cechach biodegradowalności w kierunku zastosowania na implanty naczyniowe. Pełniące rolę rusztowania stenty wieńcowe to obecnie jedno z najczęściej stosowanych rozwiązań w kardiologii interwencyjnej u chorych cierpiących na chorobę wieńcową. Niestety, obecność w naczyniu materiału metalowego z którego dziś konstruuje się stenty skutkuje powikłaniami takimi jak uszkodzenia tętnicy, odczyn zapalny, restenotyczny, a w konsekwencji ponowne zwężenie światła naczynia. Autorzy stwierdzają, że zaprojektowanie stentu z polimeru biodegradowalnego, który pozostaje w organizmie przez z góry założony czas, a po spełnieniu swojej funkcji rozkłada się do substancji nieszkodliwych dla organizmu wydaje się być rozwiązaniem wymienionych problemów. Przeprowadzono testy wytrzymałościowe dwóch kopolimerów laktydu z glikolidem, próbki w formie pasków wykonano metodą odlewania. Testy

przeprowadzono na materiale nieinkubowanym oraz poddanym inkubacji w warunkach przyspieszających biodegradację. Wyznaczone właściwości materiałowe polimerów stanowiły także podstawę do stworzenia modeli MES (Metoda Elementów Skończonych) stentów i oceny rozkładu naprężeń występujących podczas rozprężania. Dzięki zastosowaniu metod analizy kontaktowej otrzymano charakterystyki przemieszczeń radialnych naczyń w trakcie implantacji, oraz rozkład naprężeń na blaszce miażdżycowej. Autorzy planują wykonanie prototypu stentu wieńcowego na podstawie wniosków wyciągniętych z przeprowadzonych analiz.

- Tomasz Fołda (Politechnika Śląska Gliwice. Wydział Mechaniczno - Technologiczny, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych) przedstawił wyniki badań odporności korozyjnej stopu Co-Cr-W-Ni przeznaczonego na stenty naczyniowe. W pierwszej części pracy omówione zostały zagadnienia związane z odpornością korozyjną oraz biotolerancją materiałów przeznaczonych do pracy w środowisku krwi człowieka. Scharakteryzowano najczęściej używane konstrukcje protez naczyniowych stosowane w angioplastyce naczyń wieńcowej. W drugiej części pracy przeprowadzono badania elektrochemiczne metodą potencjodynamiczną w oparciu o przebieg krzywych polaryzacji anodowej. Zróżnicowana modyfikacja powierzchni próbek wykazała różnicę, zalety oraz wady poszczególnych warstw powierzchniowych.
- Sesje doktorantów Regionalnego Funduszu Stypendiów Doktoranckich RFSD.

Program konferencji BioMedTech Silesia 2007 RFSD

Otwarcie konferencji Prof. Kowalczyk

Sesja I 9 - 11.00

- Robert Herok. **Zmiany w profilu ekspresji genów w ludzkich komórkach nowotworowych poddanych działaniu promieniowania jonizującego.** Centrum Onkologii - Instytut, Oddział w Gliwicach.
- Jadwiga Żebracka. **Ekspresja genów w gruczolakach przysadki - poszukiwanie nowych markerów molekularnych.** Centrum Onkologii - Instytut im. M. Skłodowskiej-Curie, Oddział w Gliwicach.
- Dagmara Rusinek. **Mutacje inicjujące raka brodawkowego tarczycy i ich znaczenie dla fenotypu raka.** Centrum Onkologii - Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie, Oddział w Gliwicach.

- Agnieszka Gdowicz-Kłosok. **Polimorfizm genu XPD312 - czynnik ryzyka zachorowalności na nowotwory jelita grubego?**. Centrum Onkologii - Instytut Im. M. Skłodowskiej-Curie.
- Katarzyna Wolańska. **Badanie wzoru ekspresji genów sygnatury radiowrażliwości (RbAp48, RGS19, RPIA) *in vivo* i *in vitro* w komórkach raka stercza**. Centrum Onkologii - Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie.
- Wojciech Pięłowski. **Analiza lokalizacji i próba oceny funkcji białka HSPA2**. Centrum Onkologii - Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie.
- Agnieszka Gogler. **Cytotoksyczne i antyproliferacyjne właściwości nowego syntetycznego glikozydu genisteiny**. Centrum Onkologii-Instytut im. M. Skłodowskiej-Curie.
- Ksymena Urbanek. **Aktywność ścieżki sygnałowej Notch/ligand podczas różnicowania komórek macierzystych typu zarodkowego**. Katedra i Zakład Biologii Ogólnej, Molekularnej i Genetyki, Śląska Akademia Medyczna.
- Anna Szydło. **Właściwości kopolimerów polihydroksymaślanu z kolagenem ważne dla biologii komórek**. Śląska Akademia Medyczna, Katedra i Zakład Biologii Ogólnej, Molekularnej i Genetyki.

11.00 - 11.15 Przerwa na kawę.

Sesja II 11.15 - 13.15

- Kinga Nawalany. **Nowe fotoaktywne nanoukłady hybrydowe liposomy-polimery**. Zespół Nanotechnologii Polimerów i Biomateriałów, Wydział Chemii, Uniwersytet Jagielloński.
- Paweł Weda. **Termoczułe struktury jako prekursorzy do otrzymania nanokontenerów o pustym wnętrzu**. Centrum Materiałów Polimerowych i Węglowych.
- Monika Śmiga-Matuszowicz. **Charakterystyka utwardzalnych *in situ* biomateriałów opartych na polibursztynianach sieciowanych z udziałem bezwodnika metakrylowego**. Politechnika Śląska, Katedra Fizykochemii i Technologii Polimerów.
- Michał Sobota. **Właściwości nowych materiałów biodegradowalnych otrzymanych metodą wytlaczania**. Centrum Materiałów Polimerów i Węglowych PAN.
- Michał Kawalec, Piotr Kurcok, Grażyna Adamus, Marek Kowalczyk. **Synteza triblokowego kopolimeru (a-PHB)-b-PEG-b-(a-PHB) o charakterze amfifilowym**. Centrum Materiałów Polimerowych i Węglowych PAN.
- Joanna Jaworska, Janusz Kasperczyk, Piotr Dobrzyński, Maciej Bero. **Wpływ mikrostruktury łańcucha na przebieg degradacji hydrolitycznej poliestrów:**

glikolidu, laktydu, e-kaprolaktonu. Centrum Materiałów Polimerowych i Węglowych PAN.

- Barbara Hajduk. **Cienkie warstwy dla zastosowań fotoniki i optoelektroniki**. Centrum Materiałów Węglowych i Polimerowych PAN.
- Maria Jamróz-Pięgza. **Termoczułe kopolietery oparte o poli(tlenek etylenu) i modyfikowany poliglicydol - synteza i zachowanie w roztworach wodnych**. Centrum Materiałów Polimerowych i Węglowych, Politechnika Śląska.
- Łukasz Grobelny. **Synteza i charakterystyka wybranych kopoliestrów**. Centrum Materiałów Polimerowych i Węglowych.
- Marek Kozlak. **Robin Heart 1 surgical system modeling**. Politechnika Śląska.
- Marcin Basiaga. **Badania własności fizykochemicznych narzędzi stosowanych w chirurgii kostnej**. Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych.

13.15 - 13.45 DYSKUSJA

Czy Regionalny Fundusz Stypendiów Doktoranckich SIECI Centrów Doskonałości BioMedTech Silesia stwarza realne szanse rozwoju najzdolniejszych osób i określonych dziedzin nauk ścisłych związanych z medycyną w naszym regionie?

13.45 - Ogłoszenie zwycięzcy konkursu na najlepszą pracę **BioMedTech Silesia RFSD** i zakończenie konferencji.

- Marek Kozlak (Politechnika Śląska) przedstawił swoje badania modelowe robota Robin Heart 1. Stosując programy projektowe typu CAD oraz Matlab/Simulink modeluje własności mechaniczne i kinematyczne robota. Analiza dynamiczna i analiza drgań, oparta o również o badania fizyczne prototypu zostanie zastosowana do optymalizacji konstrukcji robota. Wielkim walorem nowatorskim pracy jest wprowadzenie technologii przestrzeni wirtualnej (EON software). Autor również przedstawił pracę w części międzynarodowej konferencji. Ta prac w pełnym brzemieniu została wydrukowana w dalszej części książki.
- Robert Herok (Centrum Onkologii - Instytut, Oddział w Gliwicach) omówił swoje badania nad zmianami w profilu ekspresji genów w ludzkich komórkach nowotworowych poddanych działaniu promieniowania jonizującego. Promieniowanie jonizujące jest we współczesnej onkologii niezastąpionym czynnikiem wykorzystywanym w leczeniu co najmniej połowy wszystkich typów nowotworów. Jego niszczące działanie na

komórki nowotworowe zazwyczaj prowadzi do ich śmierci. Nie mniej jednak, ekspozycja na promieniowanie jonizujące, jak również na innego rodzaju stres skutkuje aktywacją całej gamy dróg przekazywania sygnałów, które kształtują ogólną odpowiedź komórki. Jakkolwiek promieniowanie jonizujące deponowane jest w komórce w sposób przypadkowy i uszkadza jej wszystkie kompartmenty, to za strukturę krytyczną dla przeżycia komórki uważa się jej materiał genetyczny, a więc DNA. Uszkodzenia indukowane promieniowaniem uruchamiają w komórce różnego rodzaju drogi sygnałowe: mechanizmy naprawy uszkodzonego DNA, zatrzymanie cyklu komórkowego, zmieniają ekspresję genów, jak również mogą powodować śmierć komórki. Autor przedstawił wyniki badań wpływu promieniowania jonizującego na ekspresję genów w ludzkich liniach komórkowych wywodzących się z guzów czerniaka oraz białaczki.

- Jadwiga Żebracka (Centrum Onkologii - Instytut im. M. Skłodowskiej-Curie, Oddział w Gliwicach) w poszukiwaniu nowych markerów molekularnych analizowała ekspresję genów w gruczolakach przysadki. Mechanizm odpowiedzialny za patogenezę gruczolaków przysadki nie został jeszcze w pełni wyjaśniony i wykazuje różnice w różnych typach komórek przysadki. Celem projektu jest poszukiwanie transkryptów różniących się ekspresją w czynnych i nieczynnych gruczolakach przysadki oraz genów charakterystycznych dla komórek poszczególnych linii rozwojowych.
- Dagmara Rusinek (Centrum Onkologii - Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie, Oddział w Gliwicach) przedstawiła mutacje inicjujące raka brodawkowatego tarczycy i ich znaczenie dla fenotypu raka. Jak dotąd zidentyfikowano trzy podstawowe możliwości inicjacji transformacji nowotworowej w kierunku raka brodawkowatego tarczycy PTC: rearanżacje genu RET (lub NTRK), prowadzące do bardzo wczesnej aktywacji transdukcji sygnału oraz mutacje punktowe BRAF (rzadziej RAS), stanowiące alternatywny mechanizm inicjujący. Celem badania jest oszacowanie częstotliwości somatycznych mutacji genu BRAF i zestawienie ich z rearanżacjami RET/PTC oraz porównanie profilu ekspresji genów raków brodawkowatych tarczycy wywoływanych przez różne mutacje inicjujące.
- Agnieszka Gdowicz-Kłosok (Centrum Onkologii - Instytut Im. M. Skłodowskiej-Curie) analizowała czynnik ryzyka zachorowalności na nowotwory jelita grubego - polimorfizm genu XPD312. W strukturze zachorowań na nowotwory złośliwe w Polsce, nowotwory jelita grubego zajmują u obydwu płci drugie miejsce. Do czynników ryzyka zachorowalności na nowotwory jelita grubego zaliczamy uwarunkowanie dziedziczne, które są odpowiedzialne za ok. 5% wszystkich nowotworów jelita grubego. Są to mutacje w takich genach predyspozycji jak MLH1, MSH2 czy APC.

Kolejnym czynnikiem ryzyka są predyspozycje rodzinne odpowiedzialne za ok. 30% przypadków. Ryzyko zachorowalności na nowotwory jelita grubego podnoszą także: choroby zapalne jelita grubego, polipy, dieta bogata w tłuszcze zwierzęce a uboga w błonnik i wapń a także wiek.

Przeprowadzone do tej pory badania wskazują, że w populacji chorych na nowotwory jelita grubego (w tym u chorych z polipami) dominuje genotyp dziki Asp/Asp genu XPD312. Autorka przypuszcza, że genotyp Asp/Asp jest związany z gorszą naprawą DNA a tym samym może powodować nagromadzenie mutacji i być przyczyną transformacji nowotworowej w komórkach nabłonka jelita grubego.

- Katarzyna Wolańska (Centrum Onkologii - Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie) podjęła temat: Badanie wzoru ekspresji genów sygnatury radiowrażliwości (RbAp48, RGS19, RPIA) in vivo i in vitro w komórkach raka stercza. Poznanie molekularnych czynników warunkujących radiooporność i radiowrażliwość komórek nowotworowych i otaczającej zdrowej tkanki jest jednym z głównych celów radiobiologii, bowiem uzyskanie możliwości kontroli stopnia wrażliwości komórek na promieniowanie może w znacznym stopniu zindywidualizować schemat radioterapii. Ostatnio pojawiły się doniesienia, że radiowrażliwość można przewidzieć na podstawie analizy profilu ekspresji genów. Zastosowanie techniki mikromacierzy DNA pozwoliło na opracowanie klasyfikatora radiowrażliwości. Jako wyznacznik radiooporności/radiowrażliwości przyjęto współczynnik SF2. W prezentowanej pracy zbadano ekspresję klasyfikatora radiowrażliwości in vivo w biopsjach gruczołu krokowego pobranych od pacjentów kierowanych do IO z podejrzeniem raka stercza. Wyniki analizy immunohistochemicznej będą korelowane z wynikami leczenia promieniowaniem jonizującym, w celu określenia przydatności klinicznej omawianego klasyfikatora.
- Wojciech Pięłowski (Centrum Onkologii - Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie) analizował lokalizację i funkcje białka HSPA2 w różnych liniach komórek nowotworowych. Ludzki gen HSPA2 należy do rodziny genów stresu komórkowego HSP70. Otrzymane przez dane sugerują, że białko HSPA2 w komórkach poddanych hipertermii zachowuje się podobnie jak białko HSP70i, które jest głównym indukowalnym białkiem rodziny HSP70. Obserwacja ta sugeruje, że białka HSPA2 i HSP70i w warunkach hipertermii mogą pełnić podobne funkcje, ochraniając integralność jąder oraz aparatu podziałowego komórki.
- Agnieszka Gogler (Centrum Onkologii-Instytut im. M. Skłodowskiej-Curie) omówiła cytotoksyczne i antyproliferacyjne właściwości nowego syntetycznego glikozydu genisteiny. Działanie przeciwnowotworowe genisteiny, głównego izoflawonoidu naturalnej matrycy soi, obejmuje wiele

aspektów. Izoflawonoid działa cytostatycznie i cytotoksycznie wobec komórek nowotworowych, między innymi poprzez hamowanie aktywności enzymatycznej białkowych kinaz tyrozynowych oraz topoizomerazy II. Genisteina kieruje komórki nowotworowe na szlak apoptotyczny. Ostatnie badania wskazują także na radiouczulające właściwości genisteiny. Pomimo wielu korzystnych właściwości, istnieją pewne ograniczenia szerszego zastosowania genisteiny. Należą do nich m.in. słaba rozpuszczalność w wodzie, szybka biotransformacja w organizmie do nieaktywnych metabolitów, niedostateczna koncentracja związku w docelowych tkankach i komórkach. Szerokie zastosowanie genisteiny, bądź jako samodzielnego leku bądź w kombinacji z chemoterapią, radioterapią lub immunoterapią, wymaga ostrożności.

- Monika Śmiga-Matuszowicz (Politechnika Śląska, Katedra Fizykochemii i Technologii Polimerów.) przedstawiła charakterystyka utwardzalnych in situ biomateriałów opartych na polibursztynianach sieciowanych z udziałem bezwodnika metakrylowego.

Biodegradowalne cementy kostne zwane również substytutami kości stanowią obiecujący dla zastosowań w chirurgii kostnej biomateriał polimerowy. Płynne materiały tego typu utwardzane w miejscu aplikacji zapewniałyby tymczasowe przejście funkcji mechanicznych uszkodzonej kości, a następnie ulegałyby powolnej biodegradacji i resorpcji, umożliwiając odtworzenie tkanki kostnej, przy czym szybkość degradacji materiału powinna być zbliżona do szybkości odrastania tkanki kostnej. Realizacja pracy polegała na określeniu wpływu rodzaju użytego monomeru metakrylanowego oraz składu kompozycji na wybrane właściwości kompozycji cementowych, istotne dla materiałów stosowanych jako cementy kostne, t.j. na czas i maksymalną temperaturę utwardzania, skład i zawartość frakcji rozpuszczalnej, właściwości mechaniczne: wytrzymałość na ściskanie, moduł przy ściskaniu oraz przebieg degradacji hydrolitycznej w warunkach zbliżonych do fizjologicznych.

- Ksymena Urbanek (Katedra i Zakład Biologii Ogólnej, Molekularnej i Genetyki, Śląska Akademia Medyczna) badała aktywność ścieżki sygnałowej Notch/ligand podczas różnicowania komórek macierzystych typu zarodkowego. Ścieżka sygnałowa Notch należy do ewolucyjnie konserwatywnych mechanizmów regulujących proliferację komórek. Bierze udział w regulacji metabolizmu komórki począwszy od procesu embriogenezy, aż do późnych etapów życia komórki, bierze również udział w procesach różnicowania komórek macierzystych do różnych linii komórkowych. Embryonalne komórki macierzyste cechują się zarówno ogromnym potencjałem proliferacyjnym jak i dużą plastycznością.

Zastosowanie ich w terapii u ludzi budzi jednak wiele wątpliwości i obecnie jest perspektywą dość odległą. Pozyskiwane dotąd hodowle są niewystarczające pod względem liczby jak i homogenności komórek. Dorosłe komórki macierzyste stanowią alternatywne źródło pozyskiwania komórek w celach terapeutycznych. Według dotychczas obowiązujących poglądów wadą tych komórek jest ich ograniczona plastyczność. Wyniki wstępnych badań nad mezenchymalnymi komórkami macierzystymi pozyskiwanymi z wątroby i szpiku szczurów pokazują, iż komórki te posiadają potencjał do różnicowania się zarówno w kierunku cholangiocytów i hepatocytów, jak i do innych linii komórkowych, takich jak: adipocyty, astrocyty, neuroblasty czy osteocyty. W badaniach autorki komórki macierzyste identyfikowałam za pomocą specyficznych markerów, a następnie były one różnicowane do określonych linii komórkowych. Analiza dotyczyła udziału komórek macierzystych wśród komórek wątrobowych oraz ich plastyczności w zależności od wieku szczura.

- Anna Szydło (Śląska Akademia Medyczna, Katedra i Zakład Biologii Ogólnej, Molekularnej i Genetyki) omówiła ważne dla biologii właściwości kopolimerów polihydroksymaślanu z kolagenem. Głównym tematem pracy jest wytworzenie trójwymiarowego podłoża składającego się z dwóch podstawowych składników: syntetycznego, ale biodegradowalnego polimeru: polihydroksymaślanu (PHB) oraz cząsteczki biokompatybilnej, jaką jest prokolagen typu I. PHB jest znany jako składnik podłoża do hodowli komórkowych, z kolei prokolagen I jest głównym białkiem macierzy zewnątrzkomórkowej, której to strukturę i skład ma odzwierciedlać macierz 3D. Przeprowadzono badania, w których wykazano, że na hodowlanych płytkach plastikowych pokrytych kopolimerem PHB i prokolagenem typu I ludzkie fibroblasty lepiej się przytwierdzały i rozpląszczały w porównaniu z plastikiem, a także dołkami pokrytymi samym prokolagenem i samym PHB. Następnym etapem pracy jest wytworzenie trójwymiarowej struktury. W dalszej części projektu planowana jest także charakterystyka wytworzonych podłoży za pomocą mikroskopii elektronowej transmisyjnej i skaningowej.
- Michał Sobota (Centrum Materiałów Polimerów i Węglowych PAN) przedstawił właściwości nowych materiałów biodegradowalnych otrzymanych metodą wytłaczania. Prowadzone są prace badawcze nad otrzymaniem nowych, biodegradowalnych materiałów polimerowych o potencjalnych zastosowaniach w ochronie zdrowia i środowiska otrzymywanych również w oparciu o nowoczesne, przyjazne środowisku technologie. W chwili obecnej najwięcej uwagi poświęca się takim biodegradowalnym polimerom jak naturalny biopolimer poly[(R)-3-hydroxymaślan] (n-PHB), jego kopolimerom z 3-hydroxywalerianem (PHBV) oraz syntetycznemu

analogowi ataktycznemu poli(R,S)-3-hydroksymaślanowi], (a-PHB), jak też otrzymywanemu z surowców odnawialnych polilaktydowi (PLA).

- Michał Kawalec (Centrum Materiałów Polimerowych i Węglowych PAN) podjął się tematu syntezy triblokowego kopolimeru (a-PHB)-b-PEG-b-(a-PHB) o charakterze amfifilowym. Poli(R-3-hydroksymaślan) jest przedstawicielem rodziny polihydroksyalkanianów. Izomer występujący w naturze jest materiałem zapasowym wytwarzanym i przechowywanym przez wiele organizmów prokariotycznych jako źródło energii i węgla. Polimer ten jest zbudowany z jednostek (R)-3-hydroksymaślanowych. Ta ścisła regularność powoduje, że naturalny PHB jest materiałem sztywnym i kruchym. W prezentowanej pracy przedstawiono prostą metodę otrzymywania w pełni zdefiniowanych kopolimerów trójblokowych techniką anionowej polimeryzacji -butyrolaktonu na zsyntezowanych wcześniej makroinicjatorach. Metoda ta daje pełną kontrolę długości poszczególnych bloków kopolimeru a każda makromolekuła kopolimeru jest zakończona grupami karboksylowymi, co stwarza możliwości dalszej modyfikacji takiego materiału.
- Joanna Jaworska (Centrum Materiałów Polimerowych i Węglowych PAN) omówiła wpływ mikrostruktury łańcucha na przebieg degradacji hydrolytycznej poliestrów: glikolidu, laktydu, ε-kaprolaktonu. Kopolimery glikolidu z L-laktydem; glikolidu z ε-kaprolaktonem; L-laktydu z ε-kaprolaktonem oraz terpolimery glikolidu z L-laktydem i z ε-kaprolaktonem otrzymano i degradowano. Stosowano cyrkonowe, cynowe, magnezowe, litowe, glinowe inicjatory a temperatura reakcji wynosiła od 100°-150°C. Uzyskano w ten sposób materiały różniące się mikrostrukturą łańcucha jak również zawartością jednostek komonomerycznych. Kopolimerom nadano postać folii, stosując znane techniki. W takiej postaci prowadzono degradację w roztworze buforu fosforanowego pH=7,4 w temperaturze 37°C. Otrzymane produkty degradacji charakteryzowano następującymi technikami: NMR (13C i 1H), GPC, DSC, X-ray, CZE, ESI-MS. Badano również spadek masy i chłonięcie wody. Za pomocą spektroskopii magnetycznego rezonansu jądrowego badano zmiany następujących wielkości w trakcie procesu degradacji: średnią długość bloków, stopień beładności oraz zawartość sekwencji o odpowiedniej długości zbudowanych z jednostek komonomerycznych. Degradację monitorowano przez 13 tygodni. Analiza jest w toku.
- Barbara Hajduk (Centrum Materiałów Węglowych i Polimerowych PAN) przedstawiła pracę poświęconą tematyce cienkich warstw dla zastosowań fotoniki i optoelektroniki. Celem projektu jest opracowanie i charakterystyka nowych materiałów, a także robienie struktur, mogących znaleźć zastosowanie w optoelektronice i fotonice. Oprócz domieszkowania

materiałów w ramach współpracy z Instytutem Chemii Makromolekularnej "Petru Poni" Rumuńskiej Akademii Nauk w Iasi prowadzone są badania mające na celu otrzymanie i scharakteryzowanie i zdomieszkowanie innych poliazometin, uzyskiwanych na bazie różnych aldehydów i amin, zawierających grupy siloksanowe, oraz grupy eterowe. Dalsze planowane prace obejmą robienie struktur, a mianowicie wytwarzanie organicznych diod półprzewodnikowych i organicznych ogniw fotowoltaicznych.

- Maria Jamróz-Piegeza (Centrum Materiałów Polimerowych i Węglowych, Politechnika Śląska) badała syntezę i zachowanie w roztworach wodnych termoczulych kopolimerów opartych o poli(tlenek etylenu) i modyfikowany poliglicydol. Jako elementy struktury termowrażliwych polimerów blokowych w przeprowadzonych badaniach wykorzystano: hydrofilowy poli(tlenek etylenu) i poliglicydol, hydrofobowe: poli(n-alkilo karbaminiany glicydydu) oraz poli(cynamonian glicydydu). W celu zbadania wpływu, jaki na zachowanie kopolimerów blokowych roztworze ma stopień hydrofobowości czynnika modyfikującego, kopolimer poli(tlenek etylenu)-b-poliglicydol-b-poli(tlenek etylenu) został zmodyfikowany czterema różnymi izocyjanianami różniącymi się ilością węgla w łańcuchu - izocyjanianem etylu, propylu, butylu i pentylu. Otrzymane kopolimery zbadane zostały pod kątem ich zachowania w roztworze. Grupa cynamonowa jest zdolna do reagowania pod wpływem radiacji promieniowaniem UV. Ta własność jest wykorzystywana do stabilizowania rdzenia otrzymanych nanocząstek.
- Łukasz Grobelny (Centrum Materiałów Polimerowych i Węglowych) przedstawił syntezę i charakterystykę wybranych kopoliestrów. Celem pracy jest otrzymanie serii kopoliestrów, zbadanie ich własności fizykochemicznych z wykorzystaniem takich technik jak: NMR, GPC oraz DSC. Pierwszym etapem pracy było otrzymanie kopolimeru butyrolaktonu z kaprolaktonem. Określono współczynniki reaktywności butyro- oraz kaprolaktonu, a następnie obliczono stopień transestryfikacji jednostek butyrolaktonowych oraz kaproilowych. Oznaczono również takie parametry jak: średnie długości bloków butyrolaktonowych i kaproilowych oraz stopień randomizacji łańcucha polimerowego.
- Kinga Nawalany (Zespół Nanotechnologii Polimerów i Biomateriałów, Wydział Chemii, Uniwersytet Jagielloński) omówiła nowe fotoaktywne nanoukłady hybrydowe liposomy-polimery. W ciągu ostatnich lat obserwuje się bardzo szybki rozwój nowej metody diagnozowania i terapii nowotworów - terapii fotodynamicznej (PDT, ang. photodynamic therapy). Terapia ta wymaga współdziałania trzech elementów: fotouczulacza, w światła o odpowiedniej długości fali oraz tlenu rozpuszczonego w środowisku komórkowym. Na skutek naświetlenia cząsteczek związków

chemicznych pełniących rolę fotouczulaczy (fotosensybilizatorów) światłem o odpowiedniej długości fali zachodzi szereg procesów fotofizycznych prowadzących do powstania reaktywnych form tlenu (głównie tzw. tlenu singletowego) selektywnie utleniających materiał biologiczny tkanki nowotworowej. W PDT nowotworów złośliwych jako fotouczulacze stosuje się najczęściej porfiryny (Po) oraz ich pochodne. Wprowadzenie cząsteczek porfiryny do komórek jest bardzo utrudnione na skutek ich hydrofobowości, która prowadzi do ich agregacji. Główną strategią, której celem jest zwiększenie selektywności wnikania układów porfiryńowych do tkanki nowotworowej oraz ograniczenia problemów związanych z ich agregacją, jest podawanie leku w postaci liposomalnej. Istotnym problemem w zastosowaniach praktycznych tego podejścia jest jednak ograniczona stabilność liposomów oraz relatywnie krótki czas ich cyrkulacji *in vivo*. Celem zwiększenia ich trwałości stabilizuje się je często przy pomocy glikolu polietylenowego (PEG-u), który adsorbuje się na powierzchni lub wnika w dwuwarstwę lipidową liposomów. W ramach niniejszej pracy przeprowadzono modelowe badania nad oddziaływaniem niskocząsteczkowej porfiryny z liposomami i liposomami celowo modyfikowanymi. Określono skuteczność fotouczulającą badanych układów (przeprowadzono badania *in vitro* z użyciem dwóch linii komórkowych) w terapii fotodynamicznej. Wnikanie układów liposom-porfiryna do komórek nowotworowych obserwowano przy użyciu fluorescencyjnego konfokalanego mikroskopu skaningowego. Przeprowadzone badania wykazały, że otrzymany fotosensybilizator hybrydowy jest bardzo efektywnym fotouczulaczem w PDT.

- Paweł Weda (Centrum Materiałów Polimerowych i Węglowych) omówił trmoczule struktury jako prekursorzy do otrzymania nanokontenerów o pustym wnętrzu. Mikro- i nanocząstki o pustym wnętrzu są obiektem wielkiego zainteresowania z powodu ich wyjątkowych właściwości oraz potencjalnych zastosowań. Takie nanocząstki są w stanie pomieścić większą ilość małych cząsteczek w swoim wnętrzu. Ładowanie i uwalnianie z wnętrza większości polimerowych nanokontenerów jest sterowane poprzez dyfuzję, co utrudnia kontrolę tych procesów. Inteligentne nanokontenery ulegają odwracalnym zmianom z otwartego do zamkniętego stanu w reakcji na działanie bodźca zewnętrznego, co pozwala na uzyskanie kontroli nad uwalnianiem cząstek z ich wnętrza.

Celem tej pracy było otrzymanie stabilnych nanocząstek (rdzeni) złożonych za poli(N-izopropylakrylamidu) (PNIPAAmu), wykorzystując jego dolną krytyczną temperaturę rozpuszczania (LCST), oraz zbudowanie powłoki na ich powierzchni. Powłoka składała się z sieci polimerowej metakrylanu 2-hydroksyetylu oraz metakrylanu poli(glikolu etylenowego). Otrzymane

nanocząstki posłużyły jako rusztowania w otrzymywaniu powłok. Powłoki zostały otrzymane na drodze polimeryzacji rodnikowej metakrylanu 2-hydroksyetylu oraz metakrylanu poli(glikolu etylenowego), w obecności dimetakrylanu poli(glikolu etylenowego) jako czynnika sieciującego. Grubość otrzymanej powłoki zależała od rodzaju i ilości użytego monomeru. Rozmiary otrzymanych nanocząstek określono wykorzystując metody rozpraszania światła oraz skaningową mikroskopię elektronową.

- Marcin Basiaka, spoza RFSD, (Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych) badał własności fizykochemicznych narzędzi stosowanych w chirurgii kostnej. W pracy przeprowadzono badania struktury, własności mechanicznych, odporności korozyjnej wiertel oraz gwintowników chirurgicznych stosowanych obecnie w praktyce klinicznej.

2007 International Conference BioMedTech Silesia Senior

9.00 Opening of Ceremony

President of Zabrze town, Ms. Małgorzata Mańka - Szulik

9.20 Surgery planning & traing systems Session

- **Invited lecture** Cornelius A. Grimbergen. **Simulation and training; the Delft approach.** Department of Medical Physics, Academic Medical Center Amsterdam. Man Machine Systems Group, Delft University of Technology, The Netherlands.
- M.K. Chmarra, J. Dankelman. **Training and objective assessment of laparoscopic skills - development of training systems at TU Delft.** Department of BioMechanical Engineering, Delft University of Technology, The Netherlands.
- T. Kukulski, Z. Malota, Z.Nawrat, P.Kostka, R.Przybylski. **Physical and computer left heart ventricle modelling for congestive heart failure.** Heart Deseases Center of Silesia; Foundation for Cardiac Surgery Development; Zabrze, Poland.
- Marek Koźlak, Zbigniew Nawrat. **Robin Heart system modeling and training in Virtual Reality.** Silesian University of Technology Institution, Gliwice, Poland, Foundation for Cardiac Surgery Department, Zabrze, Poland, & Medical University of Silesia, Katowice, Poland.

10.30 Coffee break

10.45 Winners of the Young Conference Awards.

- **The Winner of RFSD BioMedTech Silesia.** Anna Szydło. **Właściwości kopolimerów polihydroksymaślanu z kolagenem ważne dla biologii**

komórek. Śląska Akademia Medyczna, Katedra i Zakład Biologii Ogólnej, Molekularnej i Genetyki.

- **The Winner of the Student Competition of BioMedTech Silesia Junior.** Kamil Sieczko. **Badanie materiałów metalicznych imlantów metodami fizyki powierzchni.** Uniwersytet Śląski w Katowicach.
- **The Winner of the Young Scientist Competition BioMedTech Silesia Junior.** Ewelina Andrzejak. **Nanotechnologia - fullereny w medycynie.** LO im. Cecylii Plater-Zyberkówny w Warszawie

11. 30 Session Biomaterials

- A. Turek, B. Cwalina, L. Pawlus-Łachecka, J. Nożyński, M. Jastrzębska, I. Mróz, B. Barwiński. **Wpływ temperatury roztworu penicyliny na strukturę osierdza świni.** Śląska Akademia Medyczna Katedra i Zakład Biofarmacji. Katedra Biofarmacji, Śląska Akademia Medyczna, Katedra Biotechnologii Środowiskowej, Politechnika Śląska, Fundacja Rozwoju Kardiologii, Katedra Biofizyki, Śląska Akademia Medyczna, Instytut Fizyki Doświadczalnej, Uniwersytet Wrocławski.
- Katarzyna Michalik, Zofia Drzazga, Anna Michnik. **Application of differential scanning microcalorimetry in drug development.** Department of Medical Physics, University of Silesia.
- W. Jakubowski, W. Okrój, M. Kamińska, W. Szymański, P. Komorowski, I. Przybyszewska-Doroś, B. Walkowiak. **Nowoczesne metody oceny przydatności nowych biomateriałów.** Politechnika Łódzka, Instytut Inżynierii Materiałowej.

12. 15 Lunch

12.45 Toward new generation endoscopic tools.

- Cornelius A. Grimbergen. **The development of medical tools in Delft Department of Medical Physics.** Department of Medical Physics, Academic Medical Center Amsterdam. Man Machine Systems Group, Delft University of Technology. The Netherlands.
- T. Hrapkovicz. **Minimally invasive radial artery harvesting as a graft in coronary artery surgery.** Śląskie Centrum Chorób Serca, Zabrze
- **Key lecture:** Sebastian Schostek, Fabian Rieber, Chi-Nghia Ho, Marc O. Schurr. **Microtechnologies in Surgery.** Novineon Healthcare Technology Partners GmbH, Tuebingen, Germany.
- Gacek IA, Manukyan G, Inaki N, Torres-Bermudez JR, Schostek S, Gaspari AL, GF Buess. **Radius Surgical System® and Conventional Laparoscopic**

Instruments in Abdominal Surgery: Application, Learning Curve and Ergonomy. Tubingen, Germany.

- Ilewicz G, Michnik R, Tejszerska D, Nawrat Z. **Porównanie przebiegów wielkości kinematycznych dla różnych metod sterowania ruchem telemanipulatora kardiologicznego.** Katedra Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej, Fundacja Rozwoju Kardiologii.
- Vera Zasluch Perez 1, Arkadiusz Kandora 2. **Evaluation system of forward kinematic and trajectories for operator handle Robin Heart.** 1 Universidad Pontificia Bolivariana, Medellin, Colombia, 2 Foundation for Cardiac Surgery Department, Zabrze, Poland.
- Milewski, Buszman P. **From design to clinical application of a new generation DES.** Upper-Silesian Heart Center, Katowice & American Heart of Poland, Ltd, Ustroń, Poland.
- K. Mianowski: **Mili-robots for transmitting views from human alimentarysystem.** Warsaw University of Technology.

ITAM

- K. Mianowski 2, K. Berns 2. **ROMAN - an artificial man of Kaiserslautern University for scientific investigations of human-robot interaction.** 1 Warsaw University of Technology, 2 Arbeitsgruppe Robotersysteme Fachbereich Informatik Technische Universität Kaiserslautern, Kaiserslautern, Niemcy.

15.15 The end of Conference.

Zapraszam do lektury nadesłanych artykułów związanych z przedstawionymi prezentacjami w czasie konferencji.

Simulation and Training; the Delft-approach

Kees A. Grimbergen

Department of BioMechanical Engineering, Faculty of Mechanical, Maritime and Materials Engineering, Delft University of Technology, Delft, The Netherlands

Department of Medical Physics, Academic Medical Center, University of Amsterdam, Amsterdam, The Netherlands

Abstract

In general there is a tendency in literature to make training systems “as realistic as possible”. This approach makes trainers and simulators very expensive, while there is no clear insight in the importance of this realism in view of the training goals. The high costs hamper general use and the lack of generally accepted training protocols confines the use to incidental exploring applications.

In Delft, we have chosen the approach of making training systems “as simple as possible”. This way, the hardware can be less expensive and the training systems are potentially suitable for general use. The training goals are chosen also as simple as possible and are directed to basic skills relaxing the demands put on the quality of the systems. We illustrate this approach on three developments. First, a low-cost virtual reality trainer (SIMENDO) developed in Delft in cooperation with a small industry (Delltatech)

Second, a low-cost position tracking system enabling objective evaluation of training in virtual reality trainers and box trainers.

Third, an observational study of the limitations of laparoscopic surgery equipment use and possible solutions to reduce these.

Symulacje i Procedury Treningowe w ujęciu Uniwersytetu Delft.

Streszczenie

Można zauważyć generalną tendencję zarysowaną w literaturze przygotowania symulatorów treningowych jak najbardziej realistycznych. Czyni to urządzenia tego typu bardzo drogimi, nawet w aplikacjach gdy tak wysoki poziom podobieństwa do warunków rzeczywistych nie jest wymagany. Wysokie koszty stanowisk stanowią barierę dla ich rozpowszechniania i dostępności.

Na Uniwersytecie Delft przyjęto założenie tworzenia prostych i tanich symulatorów z potencjalną dostępnością dla szerokiego kręgu odbiorców. Trzy projekty przedstawione w pracy stanowią ilustrację ww. podejścia:

Zoptymalizowany kosztowo SIMENDO system treningowy rzeczywistości wirtualnej, system pozycjonowania umożliwiający podstawową ocenę pracy w symulatorach bazujących na przestrzeni wirtualnej oraz symulatorów „pudełkowych”. Jako trzecia aplikacja badania związane z określaniem ograniczeń tradycyjnej laparoskopii oraz propozycje ich eliminacji są prowadzone.

Corresponding author:

Prof dr. ir. C.A. Grimbergen

Delft University of Technology

Faculty of Mechanical, Maritime, and Materials Engineering

Department of BioMechanical Engineering

Mekelweg 2, 2628 CD Delft, The Netherlands

Tel: 31-15-27 85 419, Fax: 31-15-27 84 717

e-mail: c.a.grimbergen@amc.uva.nl

Introduction

Minimally invasive surgery (MIS, e.g. laparoscopy) is performed using special long instruments inserted into the patient's body through small incisions in the skin. These MIS instruments can be manipulated in two ways: directly by a surgeon or by a robot that is manipulated by a surgeon. The surgery site is viewed using a laparoscope producing a two-dimensional image. This surgery approach is beneficial for the patient but hard to perform for the surgeon because of the 2D image, the disturbed hand-eye coordination, and the use of long instruments with limited degrees of freedom and friction leading to a reduced haptic feedback. Because of these limitations the safe use of MIS instruments can only be obtained after learning of the basic (operative) skills [1].

Currently, residents learn MIS skills while operating (under the supervision of an expert) on patients or animals. This way of training is expensive, potentially unsafe, not ethical, and not standardized [2, 3]. It has already been proven that training outside the operating room (OR) - in a skills lab - is efficient. Therefore, various facilities, such as box-trainers and virtual reality (VR) trainers, are being developed [4, 5]. The box trainer presents a realistic environment with force feedback due to the use of real MIS instruments. The VR trainer presents a less realistic (virtual) environment for training MIS skills, where imitations of MIS instruments are often used.

However, up till now these training facilities are rarely used in a daily practice, since it is not obligatory to gain a certain level of basic MIS skills before being allowed to operate on patients. The reason for this is that training facilities do not provide standardized objective assessment of basic MIS skills, which would quantify and qualify competences of the user [6-8].

Delft-approach

In general there is a tendency in literature to make training systems “as realistic as possible”. This approach makes trainers and simulators very expensive, while there is no clear insight in the importance of this realism in view of the training goals. Training goals are mostly not defined which make answering these questions even more difficult. The high costs hamper general use and the lack of generally accepted training protocols confines the use to incidental exploring applications.

In Delft, we have chosen the approach of making training systems “as simple as possible”. This way, the hardware can be less expensive and the training systems are potentially suitable for general use. The training goals are chosen also as simple as possible and are directed to basic skills relaxing the demands put on the quality of the systems.

In the following, we will illustrate this approach on three developments.

First, a low-cost virtual reality trainer (SIMENDO) developed in Delft in cooperation with a small industry (Delltatech) [9-11].

Then a low-cost position tracking system enabling objective evaluation of training in virtual reality trainers and box trainers [12].

To conclude, we will present an observational study of the limitations of laparoscopic surgery equipment use which could be reduced by introducing a training programme [E. G. G. Verdaasdonk^{1, 2}, L. P. S. Stassen^{1, 2} and J. Dankelman¹

Virtual Reality trainer (SIMENDO) [9-11]

E. G. G. Verdaasdonk^{1, 2}, L. P. S. Stassen^{1, 2} and J. Dankelman¹

(1) Man Machine Systems Group, Fac. Mech. Marit. & Mat. Eng., Delft University of Technology, The Netherlands

(2) Department of Surgery, Reinier de Graaf Group, Delft, The Netherlands

The SIMENDO (DelltaTech, Delft, The Netherlands) is a recently developed affordable simulator (5-8 thousand euro for software and hardware) aimed at training hand-eye coordination motor skills needed to perform endoscopic surgery. This simulator is designed to provide an easy-to-use plug-and-play

system for surgical trainees. It features abstract tasks and simultaneously measures the performance of subjects using various parameters for objective assessment.

The SIMENDO (simulator for endoscopy) consists of one instrument handle on a box weighing 1.0 kg and measuring 10 x 10 x 40 cm (figure 1).

The software is integrated in the system and provides “plug-and-play” connectability via a USB port. Users of this simulator do not need to install additional software to be able to practice with the instrument. Each PC with a Microsoft Windows XP operating system

is directly accessible for the simulator. Minimal computer requirements are a 722-MHz processor, 128 MB RAM, a standard graphical card (NVIDIA Geforce 4), and Microsoft Office software (with Access database).



Fig.1: The SIMENDO Virtual Reality training system.

To assess the construct validity of the SIMENDO the performance of two or more groups that differ in the precise skills have been measured. The performance should be related to the level of the performer’s experience. Figure 2 shows the results of such a measurement in which total task time, collisions, endoscope path length, and right instrument path length were evaluated in three consecutive training repetitions for four different groups: Experts (n = 15; more than 100 endoscopic procedures performed), Intermediates (n = 18; 1-30 endoscopic procedures performed), Only endoscope navigation (n = 14; 1-40 endoscope navigation procedures) and Novices (n = 14; no endoscopic experience).

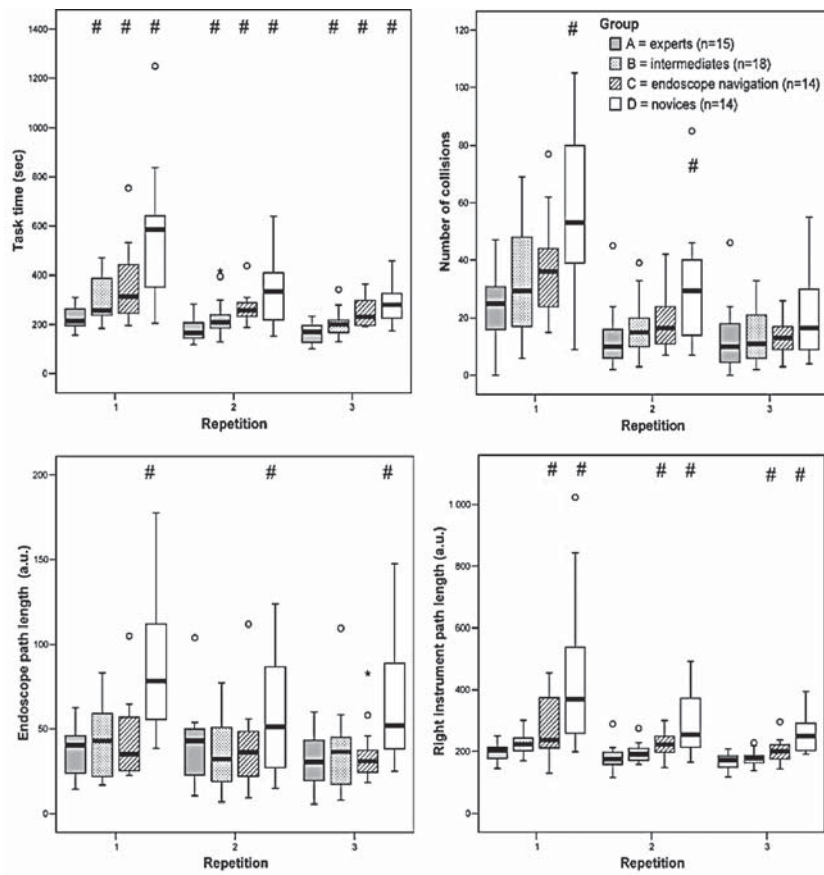


Fig. 2. Box plot diagrams for total task time, collisions, endoscope path length, and right instrument path length for three consecutive training repetitions. The borders of the boxes represent the 25th (lower border) and 75th (upper border) percentiles, and the horizontal line represents the median. The rounds (o) are outliers, defined as 1.5 times dispersed from the box borders. The stars (*) represent the extreme outliers, defined as 3 times dispersed from the box borders. The symbol (#) above the boxes represents a significant difference ($p < 0.05$) between group B, C, or D and group A (the expert group).

The results of figure 2 show that the parameters combined with the exercises in the simulator can be related to various levels of laparoscopic experience. Three studied parameters (task time, endoscope path length, and right instrument path length) were able to measure relevant differences over consecutive repetitions for the whole training program and also for some individual tasks. Instrument collisions with the virtual environment as a parameter for error and accuracy can discriminate between novice and experienced subjects only in the beginning of the training (first two repetitions).

Conclusions

These results illustrate the construct validity of the SIMENDO, its ability to differentiate the performance of groups with different levels of experience. This capability is obtained with a basic, effective and mobile simulator approach which is less expensive than that of simulators with comparable results.

Optical sensors to track laparoscopic instruments [12]

M. K. Chmarra¹, N. H. Bakker^{1, 2}, C. A. Grimbergen^{1, 2} and J. Dankelman¹

(1) Man Machine Systems Group, Fac. Mech. Marit. & Mat. Eng., Delft University of Technology, The Netherlands

(2) Dept. of Medical Physics, Academic Medical Center, University of Amsterdam, Amsterdam, The Netherlands

Minimally Invasive Surgery (MIS) is a difficult surgical technique and it takes a relatively long learning curve to master it fully. To guarantee safe use of instruments, training of the operative skills is very important. Training can be applied in box-trainers, virtual reality trainers (VR trainers), animal experiments and in patients, where training in animals and patients have high costs and ethical issues making it important to avoid these as much as possible. In all configurations, objective assessment of a trainee's skills remains a challenge. Presently, there is no widely used automatic method to evaluate technical MIS skills during training. Mostly, the assessment requires a lot of the teacher's effort and is subjective.

Most VR trainers provide a scoring system based on information about the movements of the instruments. They also provide a database of the previously performed exercises, which can be used for motivating trainees. Unfortunately, VR trainers do not provide natural instrument-tissue interaction and they do not allow using standard MIS instruments (e.g. graspers or scissors). To be able to automatically rate surgical performance in a training setup that uses standard MIS instruments, a device for tracking these instruments is required. Devices available on the market that can track and record movements of the MIS instruments are complex and expensive, some of them limit the freedom of movement, and most of them are intended to be used in VR environments only. Our aim was to develop a simple and low-cost device that allows free manipulation of a standard MIS instrument either in a box-trainer or a VR trainer and tracks its movements.

The developed prototype - TrEndo (Tr, tracking; Endo, endoscopy) - mimics the incision (pivoting) point by means of a gimbal mechanism, and measures the

movements of the instrument by means of three optical sensors (figure 3) [12]. Due to the use of a two-axis gimbal mechanism, the TrEndo allows realistic manipulation of real MIS instruments in four degrees of freedom (DOFs): translation of the instrument along its axis (1st DOF), rotation of the instrument around its axis (2nd DOF), left-right (3rd DOF), and forward-backward (4th DOF) rotations of the instrument around the incision point (figure 3).

Optical sensors from a computer mouse enable contactless measuring of the instrument and easy access to the computer through a standard USB port. Combination of the gimbal mechanism and optical sensors in the TrEndo results in a universal tracking device that can be used in both box and VR trainers, and which is small, affordable and easy to produce.

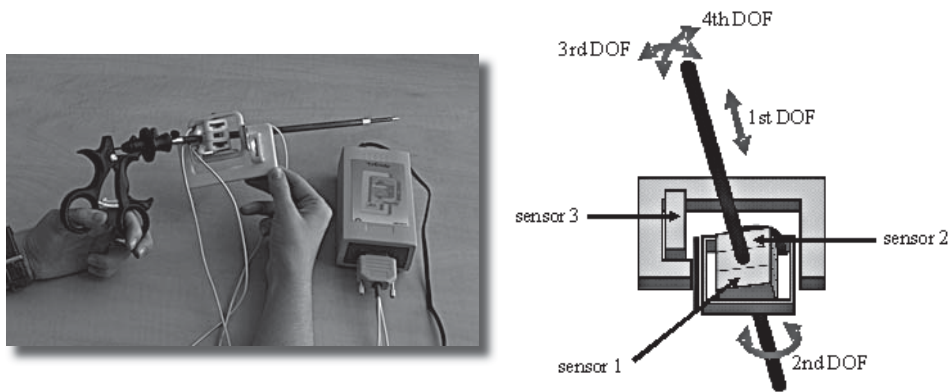


Fig. 3: The TrEndo tracking system. The two-axis gimbal mechanism allows manipulation of the MIS instrument in four degrees of freedom. Sensor 1 measures the translation (1st DOF) and rotation (2nd DOF) of the MIS instrument around its axis. Sensor 2 measures left-right (3rd DOF) rotation of the instrument around the incision point. Sensor 3 measures forward-backward (4th DOF) rotation of the instrument around the incision point.

Calibration of the TrEndo tracking system

The level of accuracy and sensitivity of the TrEndo tracking system was measured using a computer-driven CNC milling machine. The milling machine allows making precise movements (up to $1 \mu\text{m}$) with different velocities, and accurate control of the position in x, y, and z directions. During the calibration, the MIS instrument was simulated by a 5 mm diameter sandblasted brass stick.

Data from the TrEndo was recorded on a PC with a sample frequency of 100 Hz. The relative errors were determined in two ways: moving from point A to

B (A-B) and from point A to B to A (A-B-A) in the shortest possible way. The relative errors were defined as the difference between the actual (measured by the milling machine) and measured (with the TrEndo) travelled distance divided by the actual travelled distance.

Results

The smallest displacement during translation of the MIS instrument that can be measured by the TrEndo is $60 \mu\text{m}$. The maximal error was found for test A-B and occurred for the lowest velocity ($2.56 \pm 0.82\%$, mean \pm SD).

For the rotation of the instrument around its axis, the smallest angle measured by the TrEndo is 1.27° . The maximal mean error was obtained for the highest velocity ($-1.71 \pm 1.72\%$).

The smallest angle recognised by the TrEndo during left-right rotation of the instrument around incision point was 0.22° . Mean relative errors were smaller than 0.5%.

The smallest angle recognised by the TrEndo during forward-backward rotation of the instrument around incision point was 0.23° . Mean relative errors were smaller than 0.5%.

Conclusions

A novel low-cost tracking device that can be used during training of minimally invasive surgical skills - the TrEndo - was developed. This device allows free manipulation of standard MIS instruments in a training setup, such as a box trainer and a virtual reality trainer. Due to the use of optical sensors from a computer mouse, the TrEndo is simple to use and gives easy access to the computer via a standard USB port. The experiments show that laparoscopic instruments can be accurately tracked by the system.

Observational study of problems with technical equipment during laparoscopic surgery [13]

E. G. G. Verdaasdonk^{1, 2}, L. P. S. Stassen^{1, 2} and J. Dankelman¹

(1) Man Machine Systems Group, Fac. Mech. Marit. & Mat. Eng., Delft University of Technology, The Netherlands

(2) Department of Surgery, Reinier de Graaf Group, Delft, The Netherlands

The introduction of sophisticated technical equipment in minimally invasive surgery (MIS) has made the surgical environment even more complex. New problems are created in the domain of man-machine interaction during high-tech procedures, thereby creating opportunities for errors or incidents to occur.

The problems related to mechanical instrumentation and technical equipment (the laparoscopic tower and the diathermy), have not been assessed before. The aim of this observational study, therefore, is to investigate the incidence of technical equipment problems during laparoscopic cholecystectomies in order to develop adequate specific defense strategies.

A total of 30 laparoscopic cholecystectomies were recorded and analyzed. The participating surgeons included 7 different staff surgeons and 11 surgical trainees. A staff surgeon was present in the operating room during each procedure.

In the course of 26 of the 30 procedures, one or more incidents with technical equipment or instruments were noted. Figure 4 shows the number of procedures by number of problems. A total of 58 incidents were recorded, ranging from 1 to 6 incidents per.

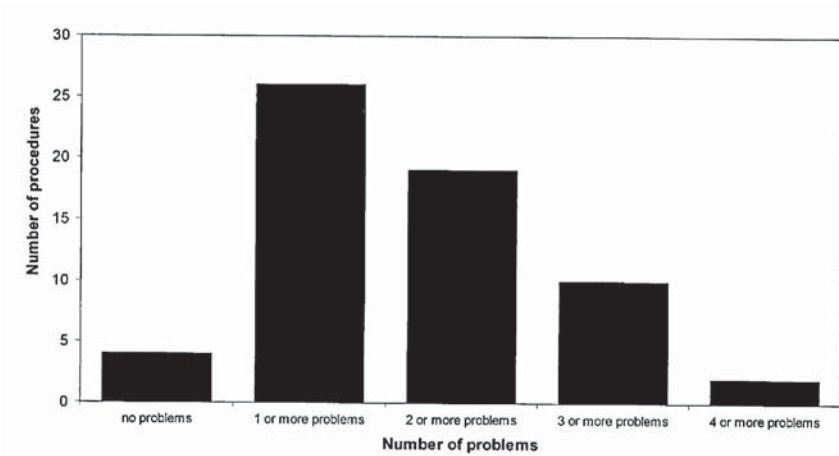


Fig. 4. Number of procedures with 0, 1 or more, 2 or more, 3 or more and 4 or more equipment problems (30 procedures).

procedure. In 84% (49/58) there was a problem with the technical equipment only. Figure 5 displays the incident frequencies with the laparoscopic technical equipment only, subdivided by causes. In all these incidents the technical equipment needed readjustments or direct replacement.

In 16% (9/58) of all incidents, there was a problem with the mechanical instruments. In one case, the laparoscopic retrieval bag for the gallbladder was not present, and 6 times a mechanical instrument was defective and had to be replaced.

With each incident, operation time was lost. The median time needed per incident was 1.5 minutes (range 0.2 - 20.3 minutes). Most problems occurred

during the initial phases of the procedure. All of the observed problems caused no direct postoperative complications affecting the patients. All operation reports were reviewed, none of the incidents were noted in any of the reports, however.

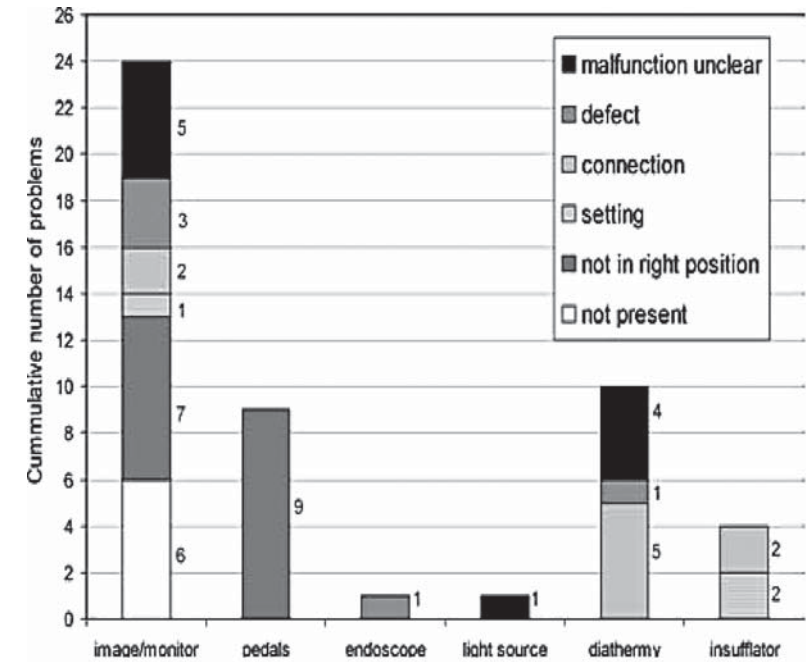


Fig. 5. Frequency of incidents with technical equipment only, subdivided by causes.

Conclusions

The existence of equipment problems in the OR is known, but up to now has not been measured objectively. Observations from the present study revealed that the incidence of problems associated with equipment and instrumentation during laparoscopic cholecystectomy was strikingly high. To prevent these problems, improvement and standardization of equipment is needed, ideally in combination with use of a short equipment checklist before the start of each surgical procedure.

Future research should aim at development, implementation, and evaluation of these measures into the OR.

Epilogue

The three examples presented, illustrate important starting points of the Delft approach.

There is the aim of developing low-cost technology to obtain general acceptance of training methods. The training in box trainers having realistic haptic feedback can be evaluated using low-cost position sensors making it again a competitor for the VR trainers having the evaluating capability by nature.

Observational studies form a second pillar of the biomedical engineering projects in Delft. The analysis of equipment problems during laparoscopic surgery has shown a continuous presence of small equipment problems making MIS less reliable. This situation can be improved by devising special training programs and introducing checklists, approaches well known from high-reliability technology like that of aviation.

Bibliography:

- 1 Hassan I et al. Improvement of surgical skills after a three-day practical course for laparoscopic surgery. *Swiss Med WKLY* 2006; 136: 631-636.
- 2 Villegas L et al. Laparoscopic skills training. *Surg Endosc* 2003; 17: 1879-1888.
- 3 Moore MJ et al. The learning curve for laparoscopic cholecystectomy. *Am J Surg* 1995; 170: 50-59.
- 4 Munz Y et al. Laparoscopic virtual reality and box trainers: is one superior to the other? *Surg Endosc* 2004; 18: 485-494.
- 5 Aggarwal R et al. Laparoscopic skills training and assessment. *Br J Surg* 2004; 91: 1549-1558.
- 6 Wanzel KR et al. Teaching the surgical craft: from selection to certification. *Curr Prob Surg* 2002; 39: 573-660.
- 7 Feldman LS et al. Using simulators to assess laparoscopic competence: ready for widespread use? *Surgery* 2004; 135: 28-42.
- 8 Darzi A et al. The challenge of objective assessment of surgical skill. *Am J Surg* 2001; 181: 484-486.
- 9 Verdaasdonk EG, Stassen LP, Monteny LJ, Dankelman J (2006) Validation of a new basic virtual reality simulator for training of basic endoscopic skills: the SIMENDO. *Surg Endosc* 20: 511-518
- 10 Verdaasdonk EG, Stassen LP, Schijven M, Dankelman J (2007) Construct validity and assessment of the learning curve for the SIMENDO endoscopic simulator. *Surg Endosc* 21:1406-12.
- 11 Verdaasdonk EG, Stassen LP, van Wijk RP, Dankelman J. (2007) The influence of different training schedules on the learning of psychomotor skills for endoscopic surgery. *Surg Endosc* 21:214-9.
- 12 Chmarra MK et al. TrEndo, a device for tracking minimally invasive surgical instruments in training set-ups. *Sensor Actuat. A-Phys.* 2006; 126: 328-334.
- 13 Verdaasdonk EG, Stassen LP, van der Elst M, Karsten TM, Dankelman J. (2007) Problems with technical equipment during laparoscopic surgery. An observational study. *Surg Endosc* 21: 275-9

Physical and Computer Left Heart Ventricle Modelling for Congestive Heart Failure.

T. Kukulski, Z. Malota, Z. Nawrat, P. Kostka, R. Przybylski.

Silesian Heart Disease Center.

Foundation for Cardiac Surgery Development; Zabrze, Poland.

e-mail: zmalota@frk.pl, nawrat@frk.pl

Abstract.

Despite of significant improvement in the management of acute myocardial infarction, congestive heart failure (CHF) remains one of the main reason of the overall death in general population. CHF leads to the ventricular volume increase and the change of shape from the elliptical one to circular. Surgical ventricular restoracion (SVR) has been developed lately in several cardiosurgery centres around the world as an effective method of reducing the volume and set up the proper shape of the left ventricle (LV) by cutting or sewing up of the postinfarcted myocardial segments. The pumping action of the heart is reduced or weakened.

One of methods of treatment for surgical restoration of Left Heart Ventricular is TR3ISVR (tri-saver) procedure. During the this methods, proper size and shape is obtained by balloon-sizer (MannequinTM) inserted into the left ventricle. TRISVR surgical aim are: reconstruct a new apex, reduce the ventricle to an optimal volume, restore the ventricle to an elliptical shape, correct mitral valve position. At the present, volume of balloon-sizer is choosed from nomogram on the basis Body Surface Area (BSA) and End Diastolic Volume (EDV). Avaiable volume of balloon are 80, 90, 100, 110, 120, 130, 140 ml.

The goal of this project is to elaborate the method of optimisation of the surgical ventricular reconstruction and optimization (size and shape) of endoventricular shaper.

This method will consist of in vitro examinations as well as computer and physical simulations for individual patient based on his diagnostic data. During the period of project it should be possible to create the expert -advisory system allowing individual and precise reconstruction of the left ventricle. This should also help a surgeon to plan the strategy of reconstructive operation that may improve an outcome of patients post SVR. One of the project results is going to be computer environment for diagnostic data analysis as well as 3-D heart models creating. The dynamic analysis (tensions and myocardium movements) and blood flow computer simulation inside the ventricle will be carried out.

These models will be verified based on real patient data post surgery performed in Silesian Center for Heart Disease and other polish cardiac surgery centres.

Fizyczne i Komputerowe Modelowanie Pracy Lewej Komory Serca, przy Zastoinowej Niewydolności Serca.

Streszczenie:

Pomimo znacznej poprawy leczenia zawału serca, Zastoinowa Niewydolność Serca (ang: Congestive Heart Failure - CHF) pozostaje jedną z głównych przyczyn zgonów pacjentów w populacji. CHF Lewej Komory prowadzi do wzrostu objętości i zmiany jej kształtu z eliptycznego na sferyczny. Zabiegi chirurgicznej rekonstrukcji, stały się efektywną metodą redukcji nadmierowej objętości i przywracania kształtu lewej komory serca.

Jedną z metod chirurgicznej rekonstrukcji jest zabieg TR31SVR. Podczas tego zabiegu właściwy rozmiar i kształt otrzymywany jest poprzez wprowadzenie wzorca balonowego (MannequinTM) do lewej komory serca. Celem zabiegu TRISVR jest rekonstrukcja nowego koniuszka serca, redukcja objętości komory oraz przywrócenie jej eliptycznego kształtu wraz z korekcją pozycji zastawki mitralnej. Aktualnie objętość wzornika dobierana jest na podstawie parametrów takich jak Powierzchnia Ciała (BSA) oraz Objętości Rozkurczowej (EDV). Dostępne objętości balonów to: 80, 90, 100, 110, 120, 130, 140 ml. Celem prezentowanej pracy jest optymalizacja procedury rekonstrukcji (wielkości i kształtu) oraz wzorca wewnątrz komorowego.

Elementy składowe proponowanej metodologii to eksperymenty in vitro oraz symulacje na modelach komputerowych i fizycznych przeprowadzone dla indywidualnych pacjentów "na miarę" bazując na ich wynikach badań diagnostycznych. Podczas projektu planowane jest również powstanie systemu doradczego z bazą danych wspomagającą proces rekonstrukcji lewej komory serca wraz z etapem planowania i przygotowania operacji.

Jednym z wyników projektu będzie powstanie komputerowego środowiska dla analizy danych diagnostycznych oraz utworzenie modelu serca 3D. Przeprowadzona również zostanie analiza dynamiczna symulacji przepływu krwi wewnątrz komory. Uzyskane modele będą weryfikowane na podstawie danych po-operacyjnych pochodzących ze Śląskiego Centrum Chorób Serca w Zabrzu oraz innych ośrodków kardiochirurgicznych w Polsce.

Wstęp

Współczesna kardiologia wie już bardzo dużo na temat patomechanizmów przebudowy mięśnia sercowego po zawale serca. Ostry zawał mięśnia sercowego wywołuje kaskadę wielu wzajemnie powiązanych zjawisk, które umożliwiają adaptację miokardium do nowych warunków obciążenia. Proces ten zwany przebudową lub remodelingiem zachodzi już w pierwszych godzinach zawału i jest on początkowo zjawiskiem korzystnym. Odpowiedzią na zamknięcie tętnicy dozawałowej jest wyrównawcza hyperkineza pozostałych obszarów serca oraz zwiększenie objętości rozkurczowej lewej komory. Prowadzi to do powiększenia lewej komory serca oraz zmiany jej geometrii z normalnej, eliptycznej na kulistą. Zwiększone ciśnienie w lewej komorze zwiększa naprężenie ścian serca i pracę, jaką wykonuje serce w czasie skurczu i rozkurczu, tym samym zwiększa zapotrzebowanie serca na tlen. W konsekwencji prowadzi to do martwicy komórek mięśniowych, znajdujących się na granicy obszaru unaczynienia tętnicy dozawałowej. Strefa zawału ulega powiększeniu. Zwiększa się tym samym obszar akinezy lewej komory. Pozostały mięsień sercowy ulega rozciągnięciu, a jego wydolność maleje [7]. Często blizna pozawałowa w swojej warstwie nasierdziowej zawiera komórki mięśniowe widoczne w czasie operacji, które wykazują żywotność w scyntygrafii perfuzyjnej. Po wykonaniu nacięcia lewej komory, w warstwie podwiersiowej widoczna jest blizna łącznotkankowa, sprzyjająca powstawaniu skrzeplin i zwapnień.

Prawo fizyczne Laplace'a opisuje wzajemną zależność czynników wpływających na napięcie ściany komory wzorem:

$$\text{naprężenie ścian LK} = (\text{ciśnienie w komorze}) \times (\text{promień komory}) / 2 \times \text{grubość ścian LK}.$$

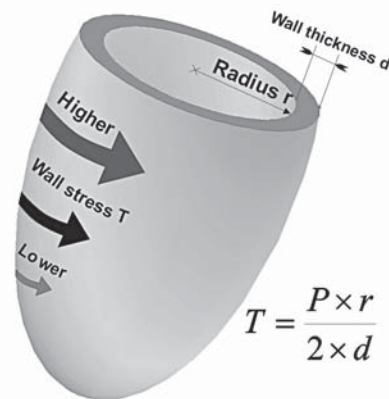
Współzależność powyższych parametrów wpływa na zwiększenie napięcia ściany lewej komory u chorych z niewydolnością serca. Ciśnienie w lewej komorze wzrasta wraz ze wzrostem objętości napełniania. Komora przybiera kształt kulisty, a jej promień zwiększa się, aby pomieścić zwiększoną objętość napełniania. Wraz z postępującą rozstrzenią komory ścieczeniu ulega jej ściana. Zmniejszenie objętości i przywrócenie eliptycznego kształtu komory (głównie dlatego, iż promień kuli zredukowany zostaje do mniejszego promienia elipsy) są kluczowymi elementami zmniejszającymi naprężenie jej ściany. Wskaźniki objętości lewej komory są ważniejsze w prognozowaniu przeżycia, niż frakcja wyrzutowa.

Chirurgiczna rekonstrukcja lewej komory (Surgical Ventricular Restoration-SVR)

Chirurgiczna rekonstrukcja lewej komory serca ewoluowała w czasie ostatnich bez mała 50 lat. Zaproponowane przez Cooley'a wycięcie liniowe i bezpośrednie zamknięcie komory [15] pozostawało do lat 80-tych najczęściej wykonywaną operacją pozawałowego tętniaka serca. Niezależnie od siebie Jatene [16], Dor [11] i Cooley [15]) opracowali techniki pozwalające wykluczyć obszar akinetycznej lub dyskinetycznej blizny pozawałowej i uzyskać bardziej zbliżony do prawidłowego kształt komory. Obecnie stosowane techniki remodelingu lewej komory można podzielić na:

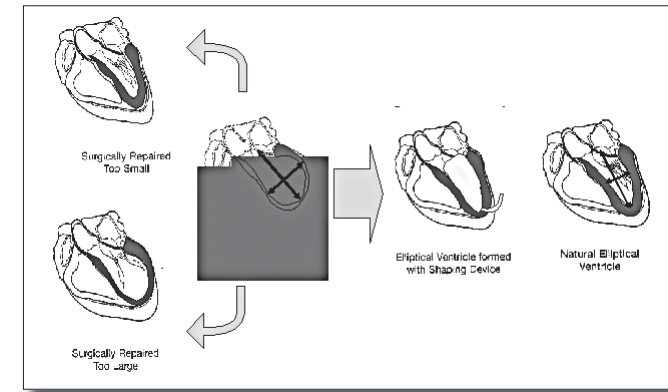
- operacje remodelujące komorę poprzez zastosowanie łąty:
 - Linear repair with septal patch - Mickleborough,
 - Septal reshaping - Calafiore,
 - TR³ISVR Endoventricular Shaper - -Menicanti.
- operacje oparte na rozległej resekcji komory:
 - LVVR Left volume ventricular reduction - Batista,
 - Partial left ventriculectomy - Suma .

Kluczowym elementem terapii jakiegokolwiek procedury stosowanej w leczeniu niewydolności serca powinna być redukcja naprężenia ścian komory. Jest to warunek konieczny do zwiększenia kurczliwości miokardiocytów, zahamowania progresji choroby i przywrócenia sprawności serca jako pompy. Zależność pomiędzy wielkością naprężenia, ciśnieniem śródkomorowym, grubością ścian i wielkością komory zdefiniowana jest za pomocą prawa Laplace'a (rys.1).

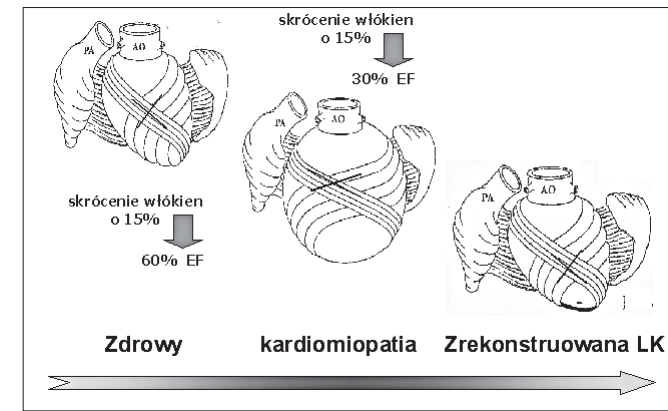


Rys.1. Czynniki determinujące wielkość naprężenia ściany LK. Ilustracja prawa Laplace'a

U chorych z niewydolnością serca wszystkie trzy zmienne przyczyniają się nieuchronnie do zwiększenia naprężenia. Ciśnienie śródkomorowe rośnie w miarę jak komora zwiększa swoją objętość, promień komory powiększa się gdyż komora przybiera kształt sferyczny w celu zakomodowania wzrastającej objętości, i w końcu grubość ścian zmniejsza się w efekcie postępującej dylatacji komory. Tak więc zmniejszenie rozmiarów lewej komory do rozmiarów bliskich wartości prawidłowych poprzez redukcję objętości jest jednym ze sposobów zmniejszenia naprężenia. Równie ważnym elementem jest przywrócenie elipsoidalnego kształtu lewej komory co prowadzi do zmniejszenia jej promienia. Ponadto elipsoidalny kształt lewej komory pozwala na przywrócenie optymalnej architektury włókien mięśniowych (okrężny układ włókien pomiędzy podstawą a „nowym”koniuszkiem LK) poprawiając w ten sposób napełnianie i opróżnianie lewej komory. (rys.2,3).

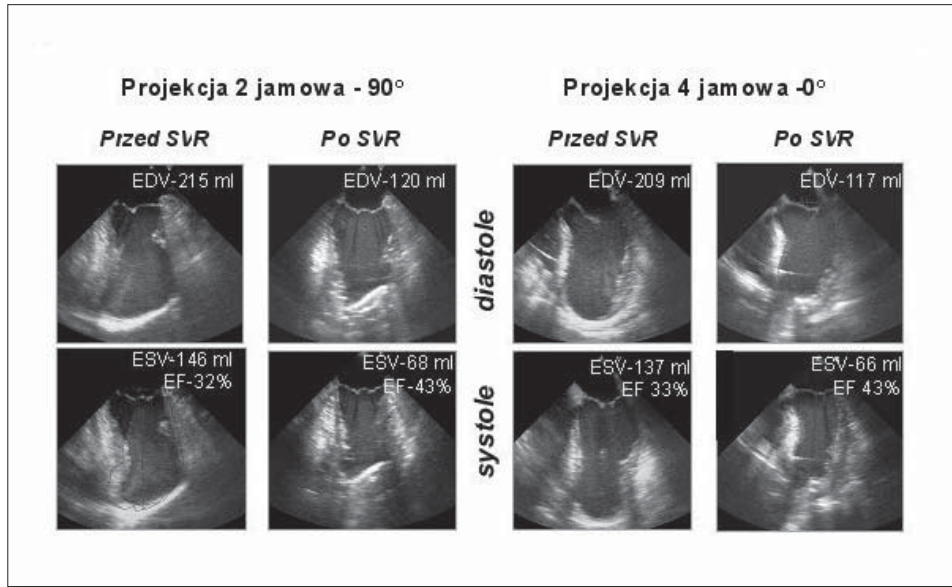


Rys.2. Rekonstrukcja LK w modyfikacji Menicanti z użyciem balonu- wzorca



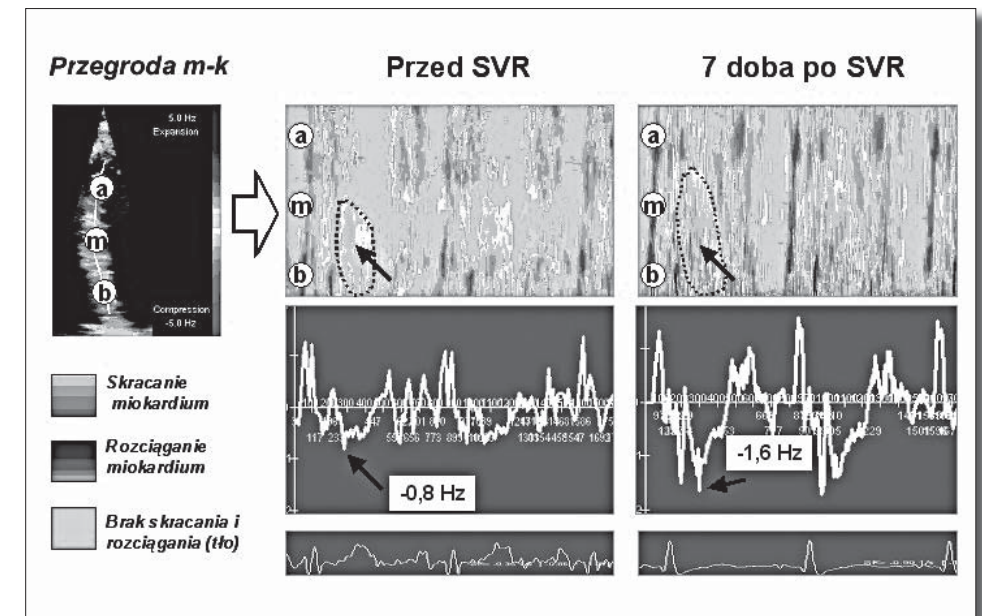
Rys.3. Zależność pomiędzy orientacją przestrzenną włókien mięśniowych a globalną funkcją lewej komory

Zmniejszenie wymiarów komory po zabiegu SVR (redukcja objętości późnorozkurczowej późnorozkurczowej) oraz przywrócenie elipsoidalnego kształtu komory skutkuje redukcją naprężenia ścian i poprawą funkcji skurczowej. Frakcja wyrzutowa LK mierzona śródoperacyjnie za pomocą badania echokardiograficznego istotnie wzrasta już w pierwszych minutach po zabiegu (ryc.4)



Rys.4. Śródoperacyjna ocena echokardiograficzna wielkości i kształtu lewej komory za pomocą wielopłaszczyznowej głowicy przezprzelykowej wykonana bezpośrednio przed wejściem w krążenie pozaustrojowe oraz po zabiegu SVR po uzyskaniu optymalnych warunków wypełnienia jam serca (chory W.D., 1.58)

Przywrócenie prawidłowej orientacji włókien mięśniowych LK, redukcja naprężenia w obrębie segmentów nie objętych zawałem prowadzi do trwałej poprawy regionalnej kurczliwości już w 7 dobie po zabiegu co można stwierdzić przeprowadzając ilościową analizę kurczliwości za pomocą techniki Dopplera tkankowego (rys.5).



Rys.5. Echokardiograficzna ocena regionalnej kurczliwości m. sercowego u 58 l chorego (W.D) z kardiomiopatią pozawałową (patrz rys.2) przed zabiegiem oraz w 7 dobie po zabiegu SVR. Jakościową i ilościową analizę szybkości odkształcania (Strain Rate Imaging) przeprowadzono w projekcji 4-jamowej koniuszkowej. Zwraca uwagę znamieny wzrost maksymalnej szybkości skracania (1.6 vs 0.8 Hz) segmentów przegrody międzykomorowej (patrz: krzywa szybkości odkształcania) jak również poszerzenie obszaru mięśnia sercowego wykazującego skracanie włókien mięśniowych (patrz: mapa kolorowa szybkości odkształcania) we wczesnym okresie pooperacyjnym.

Ponieważ podejście chirurga do leczenia pozawałowej niewydolności serca powinno być kompleksowe i obejmować korekcję zaburzeń w zakresie: krążenia wieńcowego, aparatu mitralnego i lewej komory należy oczekiwać że odległe wyniki takiego postępowania będą lepsze aniżeli samego leczenia farmakologicznego lub skojarzonego z CABG. Czy tak jest naprawdę, pokażą dopiero wyniki trwającego obecnie wielośrodkowego, randomizowanego badania o akronimie STICH (Surgical Treatment for Ischemic Heart Failure), w którym znaczący udział mają polskie ośrodki kardiochirurgiczne.(7).

W przypadku zabiegu techniką Menicantiego objętość rekonstruowanej komory jest ustalana na podstawie balonu- wzorca (Mannequin™) dobieranego indywidualnie dla każdego chorego. Kluczowe znaczenie w kwalifikacji chorych do zabiegu ma ocena wielkości komory i jej kształtu.

U ok. 1/3 chorych stwierdza się co najmniej średniego stopnia niedomykalność mitralną ,będącą następstwem zmian geometrii komory i dysfunkcji aparatu podzastawkowego. Echokardiografia z uwzględnieniem ilościowej oceny mitralnej fali zwrotnej jest wiarygodną metodą pozwalającą zakwalifikować chorego do równoczesnego zabiegu naprawczego zastawki mitralnej. Już średniego stopnia niedomykalność, głębokość koaptacji powyżej 1,0 cm stanowią wskazanie do implantacji sztucznego pierścienia o mniejszym rozmiarze

Modelowanie in-vitro lewej komory serca

Przepływ krwi w naturalnym układzie krwionośnym jest procesem bardzo skomplikowanym i trudnym do obserwacji, dlatego w celu odwzorowania oraz analizy tego procesu można stosować metody modelowania in-vitro, przy zachowaniu odpowiednich kryteriów podobieństwa określających model i obiekt. Warunkiem podobieństwa zjawisk fizycznych zachodzących w układzie krwionośnym jest aby:

- powierzchnie graniczne (np. ściany serca) były geometrycznie podobne,
- równania opisujące te przepływy były identyczne, pola wszystkich wielkości fizycznych charakteryzujących przepływ były wzajemnie podobne.

Do opisu właściwości układu krążenia można stosować ogólne prawa hydrodynamiki. W ogólnym przypadku jest to równanie Naviera-Stokesa, - równanie bilansu pędu płynu uzyskane z II zasady dynamiki Newtona. W przypadku cieczy nieściśliwej można je przedstawić w postaci:

$$\rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} + \rho f_i \quad (1)$$

gdzie:

- $i, j = 1, 2$ dla dwu-wymiarowych lub osiowo-symetrycznych przepływów,
- $i, j = 1, 2, 3$ dla trój-wymiarowych przepływów,
- σ_{ij} - tensor naprężenia, f_i - jednostkowa siła masowa
- ρ - gęstość cieczy, u_j - składowa wektora prędkości.

Tensor σ_{ij} zwany jest tensorem naprężeń i reprezentuje siły powierzchniowe działające na cząstkę cieczy.

Równanie Naviera-Stokesa wraz z równaniem ciągłości oraz warunkami początkowymi i brzegowymi tworzą układ równań, którego rozwiązanie pozwala uzyskać czasoprzestrzenne rozkłady prędkości i ciśnienia płynu. Analityczne

rozwiązania powyższego układu równań można otrzymać dla układów o nieskomplikowanej geometrii w warunkach przepływu laminarnego.

Równanie Naviera-Stokesa (1) w postaci bezwymiarowej zawiera współczynniki, które charakteryzują rodzaj przepływu i są bardzo często wykorzystywane w badaniach modelowych jako kryterium podobieństwa przepływu. Każda z tych liczb ma określone znaczenie fizyczne. Najczęściej stosowaną liczbą opisującą przepływ w naczyniach zamkniętych jest liczba Reynoldsa Re ;

$$Re = \frac{\rho u l}{\mu} \quad (2)$$

gdzie:

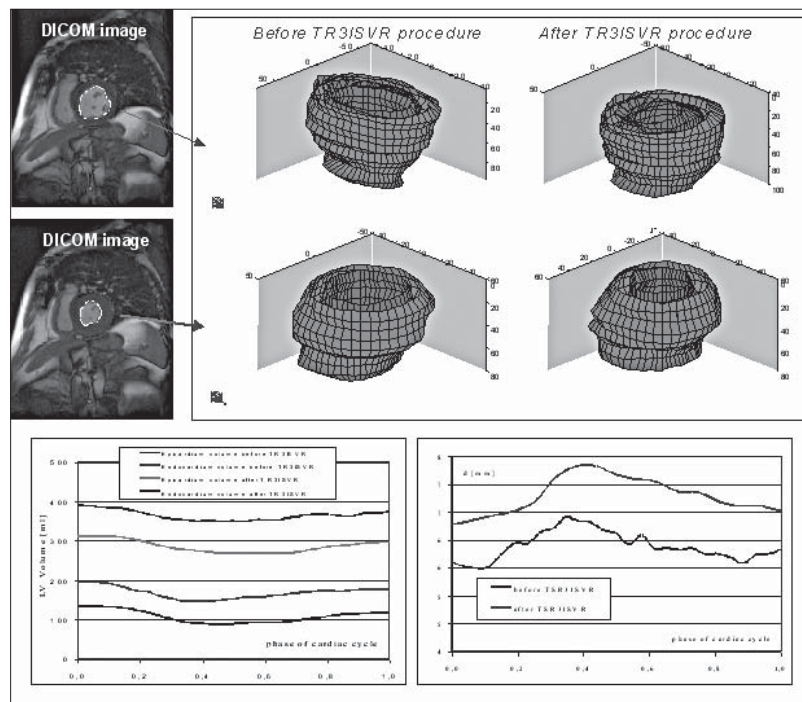
- ρ - jest gęstością cieczy, u - jest prędkością cieczy,
- l - jest charakterystyczną długością (np. średnicą rury),
- μ - jest dynamiczną lepkością cieczy.

Liczba Reynoldsa określa stosunek sił bezwładności do sił lepkości. Liczba ta jest jednocześnie miarą turbulencji przepływu.

Podstawowym kryterium podobieństwa, wynikającym z zastosowania równań Naviera-Stokesa N-S (1), przepływu krwi w naczyniu krwionośnym, jest kryterium Reynoldsa (podobieństwa sił lepkości), które wymaga geometrycznego podobieństwa powierzchni granicznych oraz równości liczby Reynoldsa (2).

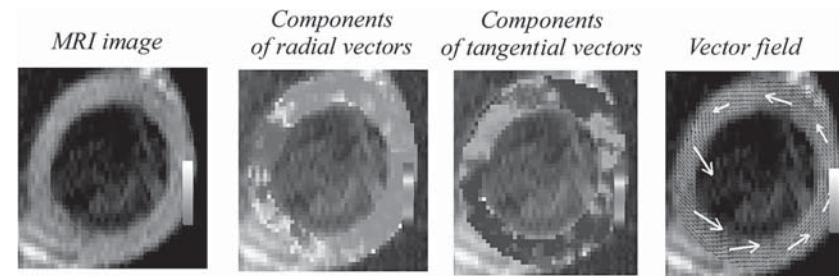
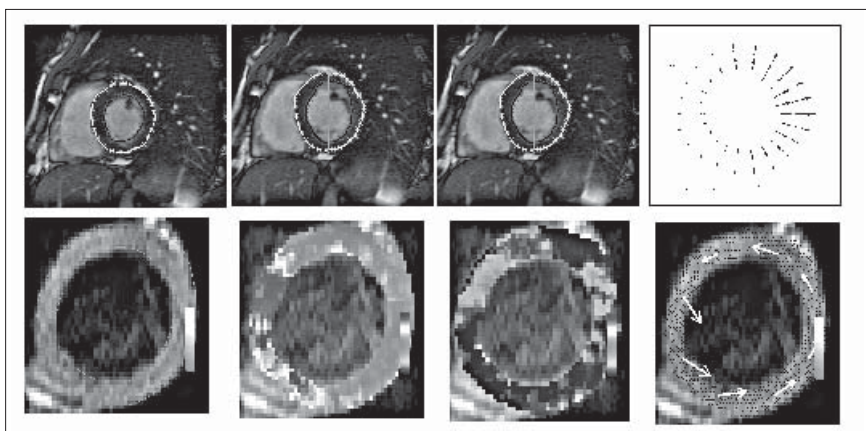
Modelowanie in-vitro lewej komory serca oparte jest na badaniach na fizycznym modelu układu krążenia oraz symulacji komputerowej. Na podstawie danych klinicznych uzyskanych z badań USG oraz MRI można odwzorować trójwymiarowy kształt lewej komory serca zarówno przed jak i po wykonaniu chirurgicznego zabiegu remodelowania.

Oprogramowanie w środowisku Matlab pozwala na konwersję z formatu DICOM, graficzną obróbkę obrazów klinicznych, stworzenie modelu 3D oraz zapis w formatach typu CAD oraz formacie FDNEUT umożliwiającym symulację komputerową metodą elementów skończonych FEM (Gambit, Fida, Ansys). Analiza dynamiczna tych modeli pozwala na określenie zmian kształtu, objętości oraz wielkości naprężeń lewej komory serca.



Rys.6. Analiza dynamiczna modelu 3D serca przed i po rekonstrukcji lewej komory serca

- a). Schemat rekonstrukcji 3D lewej komory serca na podstawie badań MRI,
 b). zmiana objętości oraz grubości ściany, przed i po wykonaniu procedury remodelowania (TSR³ISVR) lewej komory serca w końcowej fazie ssania oraz tłoczenia,



Rys.7. Przykład analizy ruchu miokardium, rozkład składowych normalne oraz stycznych wektorów prędkości określone na podstawie analizy kontrastowej - Phase Contrast Cardiac MRI method (Cardiac Tool for Matlab, University Hospital of Freiburg).

Określenie wielkości naprężeń oraz ruchu miokardium jest istotne w celu określenia prawidłowej pracy serca szczególnie po rekonstrukcji lewej komory.

Zgodnie z równaniem Laplace'a każda redukcja objętości komory prowadzi do zmniejszenia naprężenia śródściennego i poprawy kurczliwości regionalnej lewej komory.

Jednak w celu optymalizacji kształtu komory redukcja jej wymiarów powinna być dokonana proporcjonalnie zarówno wzdłuż krótkiej jak i długiej osi serca. Zmniejszenie wymiaru tylko w osi długiej serca prowadzi do powstania komory o sferycznym kształcie i może nasilać niedomykalność mitralną. Odpowiednio wypełniony cieczą szczyt balonu umożliwi określenie również położenia nowego koniuszka lewej komory. Nowy koniuszek może zawierać martwą tkankę, natomiast ważniejsze jest odwzorowanie eliptycznego kształtu i właściwej objętości komory.

W czasie rekonstrukcji komory chirurg musi określić ostateczny kształt i objętość „nowej„ komory. Działania chirurga mogą prowadzić do wytworzenia komory zbyt małej lub zbyt dużej w stosunku do optymalnej wielkości. Mała komora prowadzi do ograniczenia napływu rozkurczowego i powstania tętniczego nadciśnienia płucnego. Za duża komora z kolei stwarza warunki podobne do warunków sprzed operacji i może pogłębić zły stan chorego.

Określenie prawidłowego eliptycznego kształtu komory po zabiegu jest jeszcze trudniejsze. Poszerzona komora zmienia wielkość (kształt) w trzech wymiarach.

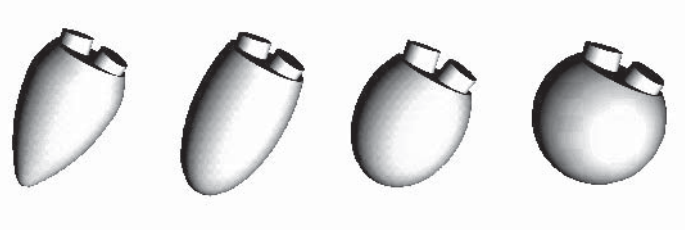
Kliniczne doświadczenia pokazują ,że najczęściej modelowana komora ma kształt sferyczny lub jest w kształcie sześciangu (box).

Wskutek patologicznej zmiany kształtu komory, zmienia się również ułożenie aparatu podzastawkowego zastawki mitralnej powodując wsteczny przeciek

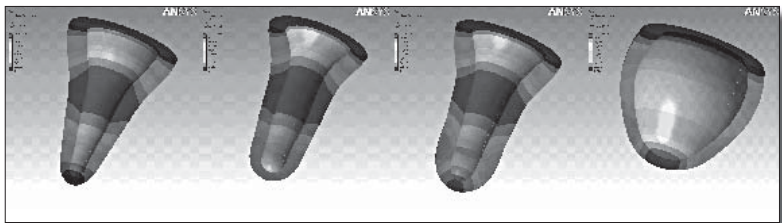
przez zastawkę do lewego przedsionka oraz zmniejszenie współudziału strun ścięgniętych w skurczu całej komory. Zmiana położenia mięśnia brodawkowego również powoduje wykonywanie większej pracy przez serce.

Również właściwa orientacja zastawki aortalnej wpływa w istotny sposób na poprawną pracę serca. W warunkach prawidłowych zastawka ustawiona jest w taki sposób, że wektor siły komorowego wyrzutu jest skierowany do zastawki aortalnej. Patologiczna zmiana kształtu komory serca powoduje zaburzenia przepływu (turbulencje), zmniejszenie wartości i zmianę

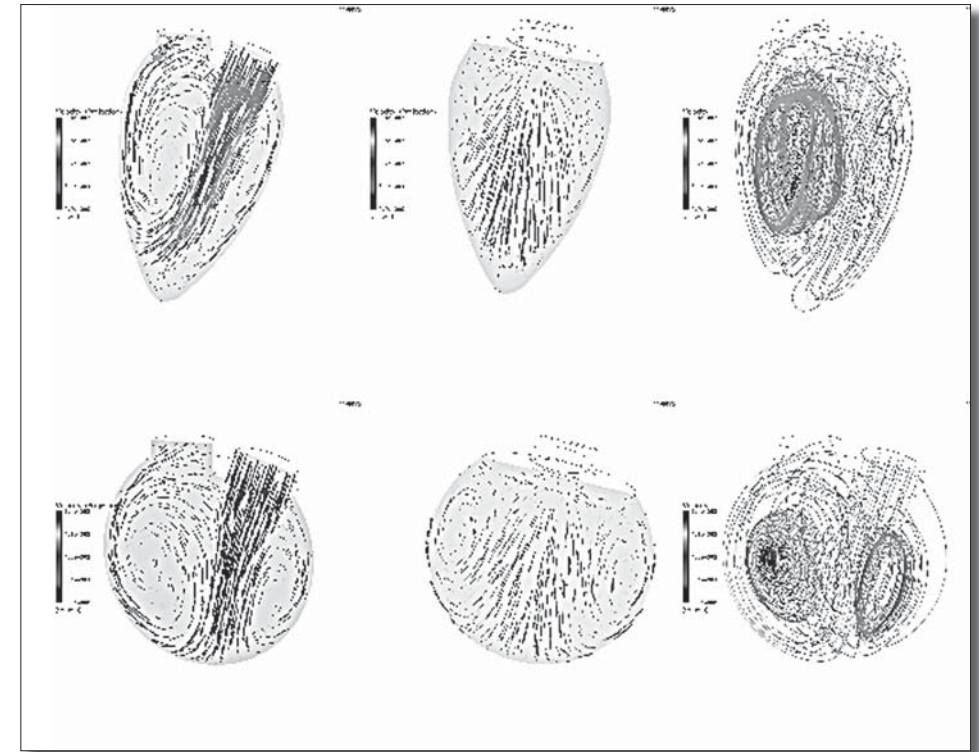
Obecnie objętość balonu dobierana jest indywidualnie dla każdego chorego na podstawie powierzchni ciała (BSA-Body Surface Area) i objętości końcowo-rozkurczowej (EDV - End Diastolic Volume). Wyliczany stąd indeks objętości (EDVI) lewej komory służy do odczytu objętości balonu na podstawie normogramu. W celu określenia wpływu kształtu balonu Menicantiego na pracę serca wykonano również modelowanie komputerowe i fizyczne balonu wewnątrzkomorowego o różnych kształtach. Stworzono modele fizyczne oraz komputerowe modeli balonu Menicantiego o stożkowym, cylindrycznym oraz elipsoidalnym kształcie. Analiza na stanowisku fizycznym oraz symulacje komputerowe wykazały istotny wpływ kształtu na rozkład przepływu i ściennych naprężeń w lewej komorze serca.



Rys.8. Modele Balonu Menicantiego.



Rys.9. Wpływ kształtu na deformację lewej komory serca.



Rys.9. Rozkład wektorów prędkości oraz linie strumienia w lewej komorze serca o kształcie stożka (Balonu Menicantiego) oraz kuli.

Bibliografia:

- 1 R.Piątkowski, K.Filipiak, G.Opolski. Współczesne zasady patofizjologii i prewencji pozwałowego remodelingu mięśnia sercowego. Rozdział w: Ostre Zespoły Wieńcowe, pod redakcją G.Opolskiego, K.Filipiaka, L.Polońskiego ; Urban&Partner ,Wrocław 2002, 75-194.
- 2 Cohn J.N, Ferrari R, Sharpe N et al. Cardiac remodeling-concepts and clinical implications: a consensus paper from an interventional forum on cardiac remodeling. Behalf of International Forum on Cardiac Remodeling. J Am Coll Cardiol 2000; 35: 569-582
- 3 Gaudron P, Eilles C, Kugler I et al. Left ventricular systolic volume as the major determinant of survival after recovery from myocardial infarction. Circulation 1993;87:755-763
- 4 Athanasuleas C.L, Stanley AW Jr, Buckberg GD et al. Surgical Anterior Ventricular Endocardial Restorartion (SAVER) in the dilated remodeled ventricle after anterior myocardial infarction. RESTORE group. Reconstructive Endoventricular Surgery, returning Torsion Original Radius Elliptical Shape to the LV. J Am Coll Cardiol 2001 Apr ; 37 (5): 1199 -1209
- 5 Buckberg GD. Congestive Heart Failure: Treat the disease, not the symptoms-return to normalcy. J Thorac Cardiovasc Surg 2001 ;121(4):628-637
- 6 Di Donato M., Sabatier M, Dor V. et al. Effects of the Dor procedure on left ventricular dimension and shape and geometric correlates of mitral regurgitation one year after surgery. J Thorac Cardiovasc Surg 2001 Jan; 121(1): 91-6
- 7 Jones R. Is it time for a randomized trial of surgical treatment of ischemic heart failure. J Am Coll Cardiol 2001;37:5: 1210-1213
- 8 Stroebeck J, Di Donato M, Constanzo MR et al.. Importance of Shape and Surgically Reshaping the Left Ventricle in Ischemic Cardiomyopathy. Congestive Heart Failure 2004, vol 10: issue1, 45-53.
- 9 Di Donato M, Sabatier M, DorV. et al. Akinetic versus dyskinetic postinfarction scar:relation to surgical outcome in patients undergoing endtricular circular patch plasty repair.J Am Coll Cardiol 1997;29:1569-1575
- 10 T.Kukulski, D.Puszczewicz, T.Niklewski, R.Przybylski, J.Wojarski, P.Nadziakiewicz, Z.Kalarus, M.Zembala Echokardiografia kliniczna w roku 2005 - Nowe możliwości i nowe wyzwania we współpracy kardiologa z kardiochirurgiem i kardiologiem. Kardiologia i Torakochirurgia Polska. 2005

Modelowanie i testowanie robota Robin Heart wykorzystując technologie Przestrzeni Wirtualnej

Marek.Kozlak³, Zbigniew Nawrat^{1,2}.

1 Fundacja Rozwoju Kardiologii w Zabrze,

2 Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach,

3 Politechnika Śląska w Gliwicach

nawrat@frk.pl

Streszczenie:

Skuteczność zastosowania robotów w chirurgii endowizyjnej w znacznej mierze zależy od optymalizacji rozwiązań konstrukcyjnych do określonych założeń związanych z prowadzoną operacją i odpowiedniego planowania operacji. Odpowiednie zaplanowanie ustawienia robota przy stole operacyjnym, właściwa lokalizacja otworów w powłokach ciała pacjenta przez którą zostaną wsunięte narzędzia o określonej funkcjonalności i przestrzeni roboczej, stanowią o szansie wykonania bezpiecznego zabiegu operacyjnego. Zastosowanie technologii przestrzeni wirtualnej może zwiększyć skuteczność planowania operacyjnego i weryfikacji projektu robota dla danego rodzaju operacji chirurgicznej.

Robin Heart System Modeling and Training in Virtual Reality

Abstract:

Efficiency of using a robotic equipment in an endoscope procedures significantly depends both on a proper tools geometry optimization and a correct surgery procedure planning. Accurate arrangement of setting up the robots arm with reference to an surgery table, positioning the trocars location in a patient body and right choice of a correct tools, makes the surgery procedure much more safe and harmless. Using a virtual reality technology to plan all those important steps, increases efficacy of a noninvasive surgery methods and helps to verify a benefits of using robotic systems in a various surgery treatment.

1. Wprowadzenie

Chirurgia jest specyficznym rodzajem działalności medycznej, zakładającej interwencję poprzez stosowanie bezpośrednich metod naprawczych w miejscu zniszczonym przez chorobę lub uraz. Natomiast modelowanie odgrywa szczególnie istotną rolę w naukach medycznych, gdzie metoda eksperymentu fizycznego jest trudna do zrealizowania z powodu ingerencji w obiekt żywy, jak i z powodów etycznych.

Operacja chirurgiczna polega na wprowadzeniu modyfikacji patologicznego stanu tkanek i narządów przywracając możliwości wykonywania określonych funkcji życiowych. Podstawowymi elementami strategii jest planowanie operacji uwzględniające optymalny dla danego stanu pacjenta wybór metody postępowania, rodzaju oprzyrządowania i materiałów. W sposób typowy dostęp do serca uzyskuje się, przez sternotomię - szerokie otwarcie klatki piersiowej z rozcięciem mostka. Ta część zabiegu wprowadza znaczny uraz tkanek, powoduje zagrożenie infekcją oraz innymi komplikacjami. Z tego powodu chirurdzy wprowadzają, jeśli to tylko nie ogranicza efektywności i bezpieczeństwa w czasie zabiegu, metody małoinwazyjne. Dążenie do zmniejszenia inwazyjności operacji spowodowało rozwój nowych narzędzi: laparoskopów, endoskopów, oraz telemanipulatorów (robotów medycznych).

Najtrudniejsze dla technik małoinwazyjnych są operacje na tkankach miękkich, tym bardziej, jeżeli są one w ciągłym ruchu (np. bijące serce). Robot jest pierwszym narzędziem, które jest nadzorowane komputerem, stąd istnieje możliwość zaimplementowania aktywnie działającego programu doradczo - kontrolnego opartego o wyniki symulacji przeprowadzonej przed operacją.

Roboty medyczne stanowią wielki potencjał dla chirurgii, zwiększając jej precyzję i funkcjonalność. W chirurgii stosowanych jest kilka typów zrobotyzowanych systemów:

1. Roboty zastępujące asystenta trzymającego endoskop w czasie operacji (AESOP, EndoAssist)
2. Roboty chirurgiczne - telemanipulatory (da Vinci, Zeus). W Polsce powstaje rodzina robotów o nazwie Robin Heart.
3. Roboty nawigacyjne (bierne) - służą do dokładnego pozycjonowania i utrzymują prawidłowy tor narzędzia. Stosowane są głównie w procedurach neurochirurgicznych, do biopsji (VectorVision, NeuroMate)
4. Roboty (nawigacyjne - czynne) pracujące jako narzędzia wykonawcze w systemie odwzorowania trajektorii określone podczas planowania przedoperacyjnego (nawigacyjne czynne) np. stosowane do operacji radiochirurgicznych (CyberKnife), neurochirurgicznych (Roboscope) oraz operacji ortopedycznych (Robodoc)

Polski robot chirurgiczny, **Robin Heart** jest dziełem projektu prowadzonego przez Fundację Rozwoju Kardiochirurgii FRK w Zabrze. W pracach nad projektem wziął udział interdyscyplinarny zespół złożony z przedstawicieli Pracowni Biocybernetyki FRK oraz Politechniki Łódzkiej (zespół prof. Leszka Podseńkowskiego) i Politechniki Warszawskiej (zespół dr Krzysztofa Mianowskiego). Polska rodzina prototypów robotów medycznych w 2006 roku została powiększona o ramię trzymające kamerę endoskopową Robin Heart Vision. W 2008 r. planowane jest rozpoczęcie badań przedklinicznych robota.

Robin Heart jest projektowany do operacji na sercu. Pierwsze zabiegi wykonane przy pomocy robota da Vinci na sercu przeprowadzono w maju 1998r. w dwóch niezależnych ośrodkach: dr Mohr i dr Falk w Dreźnie oraz dr Carpentier w Paryżu. Była to plastyka zastawek mitralnych. Miesiąc później udało się wykonać pomostowanie naczyń wieńcowych.

W zakresie kardiochirurgii roboty wykorzystuje się do następujących zabiegów:

- a. Pomostowanie naczyń wieńcowych. Alternatywą dla klasycznej metody pomostowania naczyń wieńcowych (CCABG- z ang. Classic Coronary Artery Bypass Grafting) są zabiegi małoinwazyjne MIDCAB, OPCAB i TECAB.
- b. Plastyka zastawki mitralnej.(czyli naprawa zastawki mitralnej) oraz wszczepienie sztucznej zastawki mechanicznej lub biologicznej.
- c. Zamykanie ubytków w przegrodzie międzyprzedsionkowej (ASD).

Ze względu na wysoki koszt tych urządzeń jak i nie rozwiązane niektóre problemy techniczne, zabiegi z użyciem robotów nie są wykonywane rutynowo, lecz stosuje się je do przeprowadzenia poszczególnych części operacji, na przykład, pobiera się LITA przy pomocy robota, a następnie wszywa się po minimalnej torakotomii, bez użycia krążenia pozaustrojowego (MIDCAB). Inną metodą jest wykonanie zabiegu całkowicie endoskopowo (z użyciem robota lub bez) stosując kardioplegię (TECAB).

W Katedrze Kardiochirurgii w Katowicach, w jako pierwszym ośrodku w Polsce w trakcie pobierania tętnicy piersiowej jest stosowany (około 300 razy) asystent-robot, AESOP. W roku 2002 stosując wypożyczonego robota Zeus (tego samego, który wykonał pierwszą teleoperację transatlantycką) wykonano pierwsze w Polsce operacje stosując pełny zestaw robota kardiochirurgicznego (K. Cisowski, A. Bochenek.)

Obecnie na rynku dostępne są jedynie roboty da Vinci. Polska rodzina robotów w 2006 roku została powiększona o ramię trzymające kamerę endoskopową Robin Heart Vision. W 2007 planowane jest rozpoczęcie badań przedklinicznych robota.

2. Planowanie operacji

Planowanie operacji poprzedza każdy zabieg. Współczesny chirurg coraz częściej będzie stosował specjalistyczne narzędzia (programy symulacyjne, ekspertowe) w trakcie przygotowania, planowania operacji. Metody symulacji komputerowej oraz laboratoryjne testy modeli fizycznych mogą stanowić podstawę do przygotowania operacji chirurgicznych. W latach 1998-2000 zespół pod kierunkiem Z.Nawrata związany z Fundacją Rozwoju Kardiologii (FRK) w Zabrze zrealizował, finansowany przez KBN, program symulacji procedur kardiologicznych w celu optymalizacji efektu operacji dla pacjentów. Zbudowano specjalistyczne stanowiska badawcze, opracowano metodykę badawczą oraz przeprowadzono ocenę skuteczności wybranych procedur kardiologicznych wykorzystując równolegle metody symulacji oparte na modelach fizycznych i komputerowych. Opierając się na fizjologicznych danych dotyczących wyjściowych parametrów ciśnieniowo-przepływowych, realnych danych anatomicznych oraz fizyko mechanicznych wykonywano modele fizyczne i komputerowe badanego elementu. Zmienne czasowe wielkości fizycznych oraz realistyczna geometria stanowią wspólną podstawę konstrukcji zarówno badań modeli fizycznych jak i komputerowych. Planowanie z elementami symulacji, modelowania ma szczególne uzasadnienie podczas chirurgicznej rekonstrukcji organów (np. rekonstrukcja lewej komory serca sposobem Menicantiego). W Zabrze budowany jest system doradczy sterowany głosem dla robota Robin Heart

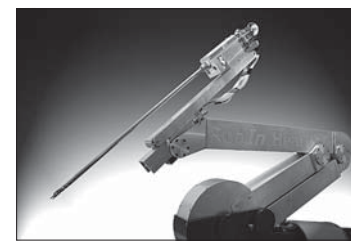
Modelowanie jako metoda poznawcza odgrywa szczególnie istotną rolę w naukach medycznych, gdzie metoda eksperymentu fizycznego jest trudna do zrealizowania z powodu ingerencji w obiekt żywy i z powodów etycznych. Symulacje i modelowanie tkanek oraz elementów operacji stanowi podstawę określenia założeń dla konstrukcji i sterowania robota, planowania operacji robotem oraz standaryzacji testów robota (układ elektromechaniczny symuluje zachowanie tkanki).

Skuteczność zastosowania robotów w chirurgii endowizyjnej w znacznej mierze zależy od optymalizacji rozwiązań konstrukcyjnych do określonych założeń związanych z prowadzoną operacją i odpowiedniego planowania operacji. Odpowiednie zaplanowanie ustawienia robota przy stole operacyjnym, właściwa lokalizacja otworów w powłokach ciała pacjenta przez którą zostaną wsunięte narzędzia o określonej funkcjonalności i przestrzeni roboczej, stanowią o szansie wykonania bezpiecznego zabiegu operacyjnego. Przedmiotem planowania jest również sekwencja ruchów robota (choreografia) oraz dobór właściwych narzędzi.

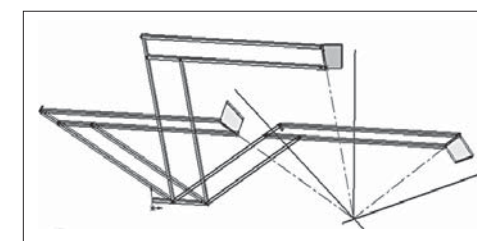
Charakterystycznym aspektem stosowania narzędzi endoskopowych jest zachowanie stałopunktowości wprowadzenia trzonu narzędzia przez port trokaru w ciele pacjenta, oraz maksymalnie duże pole manewrowe końcówki roboczej w przestrzeni operacyjnej, przy zachowaniu intuicyjnego sposobu manipulacji tą końcówką.

3. Stałopunktowość telemanipulatora Robin Heart

Głównymi założeniami stanowiącymi o funkcjonalności łańcucha kinematycznego telemanipulatora (Rys.1) jest konstrukcja podwójnego czworoboku przegubowego zapewniająca stałopunktowość portu wprowadzenia narzędzia do organizmu pacjenta (Rys.2.) oraz część napędowa kiści robota (Rys.3), którą stanowi pięć niezależnych serwonapędów z silnikami prądu stałego [2]. Całość telemanipulatora została podzielona na trzynaście elementów łącznie z ostoją (noga robota wraz z mocowaniem), gdzie stałopunktowość portu została uzyskana wykreślnie za pomocą dwóch równoległowodów. Celem identyfikacji punktu stałego, wykonano uproszczony model robota w środowisku CAD, gdzie szukane miejsce uzyskano na przecięciu dwóch linii: przerywanej - równoległej do pionowych członów robota, a wyznaczonej na osi dwóch skrajnych przegubów; oraz ciągłej - wyznaczonej jako oś narzędzia. Ten sam efekt identyfikacji punktu uzyskać można nakładając na siebie dwie skrajne pozycje pracy robota, określając tym samym jednoznacznie punkt stały. Składając ze sobą skrajne pozycje modelu trójwymiarowego (Rys. 4) wykreślono sferę położenia geometrycznych charakterystycznego punktu końcówki roboczej, określając tym samym jej wymiary.



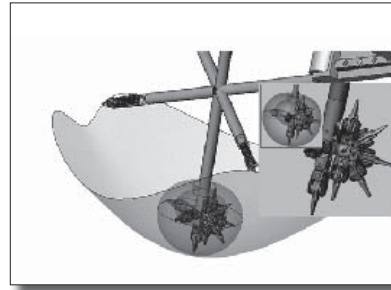
Rys.1. Robin Heart 1.



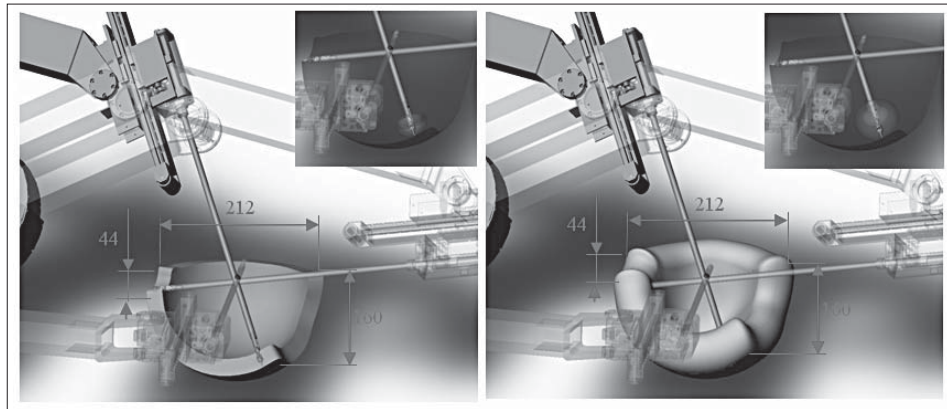
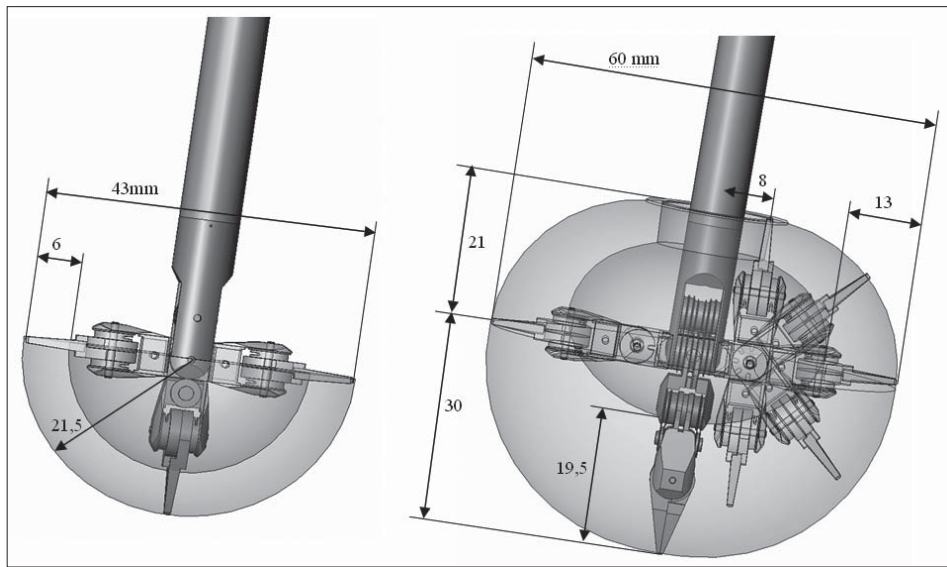
Rys.2. Uproszczony model robota w dwóch skrajnych pozycjach.



Rys.3. Model rzeczywisty końcówki manipulacyjnej robota Robin Heart 1.



Rys.4. Model CAD końcówki manipulacyjnej robota Robin Heart 1.



Rys 5. Przechylenie pracy dla a.) narzędzia Robin Heart z dwoma b.) i trzema osiami obrotowymi.

4. Przestrzeń manipulacyjna

Końcówki robocze telemanipulatorów chirurgicznych posiadają trzy stopnie swobody służące do orientacji w przestrzeni, czwarty odpowiada zwykle za otwieranie i zamykanie szczęk, a piąty umożliwia zwiększenie możliwości manewrowych, omijanie przeszkód lub jak to jest w przypadku Robin Heart pracę „do tyłu” (Rys.4, 5) [1] [3].

Stosując dla końcówki roboczej ten sam sposób postępowania poprzez nakładanie skrajnych pozycji, otrzymano jej zakres pracy, co pozwoliło wygenerować jej przestrzeń manipulacyjną prezentowaną na Rys.5. Po połączeniu „łódkowej” - niesymetrycznej sfery z Rys.5. wynikłej ze stałopunktowości łańcucha kinematycznego z przestrzenią roboczą końcówki wyznaczono ogólną, możliwą przestrzeń pracy wewnątrz ludzkiego organizmu.

Dla zilustrowania i zbadania jak zmienia się przestrzeń pracy w zależności od wyboru narzędzia o różnej ruchliwości wykonano porównanie robota wyposażonego w narzędzie o dwóch i trzech osiach obrotowych w kисти (o jeden stopień swobody więcej) (Rys 5). Na podstawie analizy narzędzia modelu Robin Heart 1 określono przestrzeń roboczą dla samej końcówki pracującej wewnątrz ludzkiego organizmu człowieka jako powierzchnię cylindryczną o średnicy poziomej 6cm i średnicy pionowej w osi narzędzia 5cm. Natomiast całkowita przestrzeń robocza została wyznaczona (dla środkowego położenia „szybkozłączki”) jako sfera, symetryczna względem osi symetrii robota o obwodzie 75cm i bokach długości 4.5cm, 16cm i 21cm, oraz głębokości 5.5cm. Dane te mają istotne znaczenie przy modelowaniu jak i planowaniu zabiegu chirurgicznego metodą małoinwazyjną

5. Wirtualna rzeczywistość

Wirtualna rzeczywistość stanowi narzędzie do zrozumiałej wizualizacji zaawansowanej procedury chirurgicznej. Jest to niezwykle istotne narzędzie planowania zabiegu ale również ważne narzędzie edukacyjne coraz częściej wymagane przez pacjenta celem zrozumienia istoty zabiegu. Wykorzystywane obecnie w medycynie nowoczesne metody wizualizacji takie jak: tomografia (Computer Tomography - CT) oraz rezonans magnetyczny (Nuclear Magnetic Resonance - NMR) dają możliwość uzyskania precyzyjnych modeli organów wewnętrznych pacjenta, jednak metodom tym brakuje możliwości jakiegokolwiek interakcji z uzyskanym w ten sposób modelem 3-D. Ponadto coraz częściej tradycyjna chirurgia zastępowana jest metodami małoinwazyjnymi, w których to nie wykonuje się szerokiego otwarcia powłok ciała człowieka, a procedura chirurgiczna przeprowadzana jest przez kilka niewielkich otworów w ciele

pacjenta. O ile powyższe rozwiązanie ma swoje powszechnie znane zalety, to ogranicza tym samym dostęp oraz widoczność operowanego miejsca. Istnieje zatem konieczność zwizualizowania tej przestrzeni w sposób jak najbardziej precyzyjny i przejrzysty, a zadanie to spełnia kamera endoskopowa. Tym samym obraz uzyskiwany z klinicznych kamer endoskopowych może być obrazem płaskim, wyświetlanym na ekranie standardowego monitora znajdującego się na sali zabiegowej, lub może zostać wyświetlony jako obraz trójwymiarowy wyświetlony na specjalnych okularach chirurga, stanowiąc jednocześnie materiał szkoleniowy po wcześniejszym nagraniu, opisanie oraz dodaniu uwag co do przeprowadzonej procedury [1].

Uzyskany w ten sposób materiał szkoleniowy jest najprostszym sposobem modelowania, polegającym na dodaniu pewnych informacji do otrzymanego nagrania, jednak postępowanie takie nie pozwala na jakąkolwiek interakcję bądź symulację zupełnie innej procedury chirurgicznej. Zatem niezwykle istotne jest posiadanie narzędzia pozwalającego na przeprowadzanie symulacji dowolnych zabiegów chirurgicznych w sposób wirtualny, pozwalający na pełną modyfikację procedury i interakcję w czasie rzeczywistym.

6. Zastosowanie VR do symulacji Robin Heart 1

Model geometrii robota został wykonany w środowisku CAD w programie Solid Works. Łańcuch kinematyczny telemanipulatora Robi Heart 1 podzielono na 13 ruchomych części wraz z ostoją, a następnie nakładając na siebie skrajne pozycje końcówek narzędziowych robota, określono ich przestrzeń roboczą (Rys. 5). Następnie w programie EON Professional™, stworzono wirtualny - interaktywny symulator telemanipulatora Robin Heart 1. Uzyskany tą drogą wirtualny model znajdzie zastosowanie do:

- symulacji zachowania się robota wymuszonego zadajnikiem ruchu,
- symulacji przydatności szeregu uniwersalnych i specjalistycznych narzędzi do wykonywania konkretnych czynności w trakcie zabiegu,
- przygotowania systemu nawigacji, naprowadzania i kontroli trajektorii końcówek wykonawczych robota,
- symulacji efektów operacji i tworzenia bazy informacyjnej do programu doradczego celem nawigacji ramion i narzędzi robota.

Wirtualna rzeczywistość w Fundacji Rozwoju Kardiologii w Zabrze znajduje na chwilę obecną zastosowanie w czterech niezwykle istotnych i wzajemnie ze sobą powiązanych obszarach badawczych:

1. jako stanowisko treningowe przyszłych chirurgów mogących zapoznać się z zachowaniem i sposobem sterowania robotem Robin Heart 1.

2. jako narzędzie do planowania procedur operacyjnych, z możliwym instruktazem „krok po kroku” danego toku postępowania.
3. w programie doradczym, gdzie komendą głosową w trakcie zabiegu chirurgicznego zostanie przywołana procedura przeciwczona wcześniej na wirtualnym modelu.
4. weryfikacji rozwiązań konstrukcyjnych robota na podstawie ich użyteczności do wykonania określonej procedury chirurgicznej

6.1. Stanowisko treningowe Robin Heart 1

Głównymi założeniami stanowiska treningowego RobIn Heart 1, było stworzenie komputerowego symulatora działania telemanipulatora chirurgicznego pracującego w środowisku wirtualnej rzeczywistości. W skład stworzonego stanowiska treningowego robota RobIn Heart 1, powstałego na potrzeby Fundacji Rozwoju Kardiologii w Zabrze, wchodzi komputerowy - interaktywny i w pełni sterowalny model opracowany w programie EON Professional (Rys.6.), multimedialny rzutnik wyświetlający obraz w technologii 3D, a także zadajnik ruchu w postaci bezprzewodowego joysticka.

Opracowane stanowisko szkoleniowe zostało stworzone jako symulator treningowy nauki sterowania robotem, pokazujący zachowanie się robota przy danych wymuszeniach ruchowych. Symulator wiernie odwzorowuje sterowanie i zachowanie rzeczywistego robota RobIn Heart 1, dzięki czemu stanowi proste i skuteczne narzędzie nauki precyzyjnej obsługi robota, a także uzmysławia zalety pracy telemanipulatorem chirurgicznym, ujawniając jednocześnie wady robotów medycznych. Ponieważ stworzony symulator jest wierną kopią układu rzeczywistego, stanowi on alternatywę szkoleniową dla istniejącego prototypu robota Robin Heart 1.

6.2. Planowanie procedur chirurgicznych

Omówiony w podpunkcie 2.1. symulator robota RobIn Heart 1 uzupełniono, dodając kolejne ramiona systemu telemanipulatora wraz z kamerą endoskopową. Dodając stół operacyjny, pacjenta wraz z organami wewnętrznymi, oraz pozostałe wyposażenie sali chirurgicznej, uzyskano wirtualny model sali operacyjnej, który po wyświetleniu w technologii stereoskopowej pozwala na symulację procedury chirurgicznej w najdrobniejszych szczegółach (Rys.6. - Rys.7.).

Opracowany model wirtualnej sali operacyjnej uwzględnia zjawiska fizyczne, pozwalając na wykrycie kontaktu pomiędzy ramionami robota, narzędziem i operowanym organem, a także znajduje zastosowanie (Rys.6) do:

- sprawdzenia słuszności użycia końcówki manipulacyjnej, poprzez weryfikację jej przestrzeni roboczej w konkretnym zabiegu chirurgicznym,
- symulacji procedury zabiegu operacyjnego z możliwością nawigacji krok po kroku przez system doradczy,
- choreografii odpowiedniego ułożenia ramion robota celem dojścia do właściwego pola operacyjnego, oraz choreografii sali operacyjnej przy optymalizacji przestrzeni pomieszczenia,
- doboru właściwej lokalizacji portów oraz nauki współpracy z systemem doradczym ,
- nauki właściwego wykorzystania kamery endoskopowej, a także wiele innych.

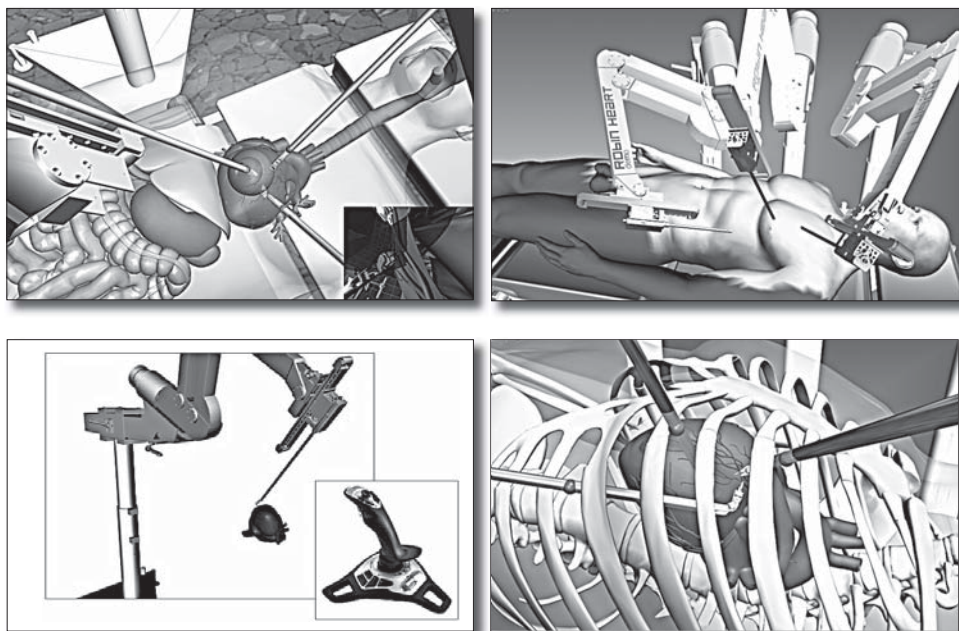


Fig.6. Operacja robotem Robin Heart w przestrzeni wirtualnej wraz z planowaniem choreografii pracy robotem. Stosowano bezprzewodowy dżojstik jako zadajnik ruchu.

Model wirtualny sali operacyjnej może służyć do weryfikacji możliwości zastosowania określonego robota do danego zadania. Oprócz prezentowanych powyżej symulacji użycia robota Robin Heart do operacji na sercu przeprowadzono również próbę zastosowania robota sferycznego do operacji okulistycznych i neurochirurgicznych. Robot sferyczny jest jednym z modeli szkoleniowych robotów powstały w trakcie trwania projektu badawczego a obecnie wykorzystywany podczas warsztatów chirurgicznych.

7. Wnioski

Wykorzystując technologię wirtualnej rzeczywistości, stworzono interaktywny, w pełni sterowany przez użytkownika model sali operacyjnej, wyposażonej w telemanipulatory chirurgiczne Robin Heart 1. Model pozwala na szeroko rozumianą symulację procedur chirurgicznych w czasie rzeczywistym, dzięki czemu może służyć jako zaawansowane i tanie stanowisko szkoleniowe przyszłych lekarzy chirurgów. Pozwalając tym samym na poznanie zalet technik małoinwazyjnych, jak również problemów mogących się pojawić w trakcie zabiegu. Ogniwem łączącym projektowanie konstrukcji robota, a w szczególności narzędzi wykonawczych robota, jest określenie przestrzeni roboczej danego narzędzia i bezpośredni transfer tej swoistej miary funkcjonalności narzędzia do wykonania określonego elementu zabiegu z danego umiejscowienia portu (miejsca przecięcia powłok pacjenta) narzędzia. Możliwość operowania w przestrzeni wirtualnego ciała pacjenta pozwala chirurgowi na stwierdzenie czy dane narzędzie o określonych wymiarach geometrycznych o określonych stopniach swobody dysponuje właściwym zasięgiem do wykonania zaplanowanych czynności. Uniwersalność opisywanej metody polega na tym, że gdy po specjalście kardiochirurga do stanowiska zasiądzie chirurg operujący w przestrzeni brzucha, to w ciągu krótkiego czasu będzie potrafił zweryfikować czy oferowane możliwości danego zestawu narzędzi są wystarczające do przeprowadzenia danego zabiegu. Modelowanie w przestrzeni wirtualnej stanowi znakomity sposób, czytelny język współpracy pomiędzy lekarzami a konstruktorami, chirurgiem i jego uczniem. Wirtualna sala operacyjna jest wykorzystywana obecnie, wraz z modelami fizycznymi operacji do edukacji na Warsztatach Chirurgicznych (Rys.7).

Bibliografia:

- 1 Nawrat Z.: Polski robot kardiochirurgiczny/Postępy robotyki/Przemysłowe i medyczne systemy robotyczne/Praca zbiorowa pod redakcją Krzysztofa Tchonia/Warszawa 2005r. str. 117-129..
- 2 Koźlak M., Nawrat Z.: Nowe możliwości w chirurgii w oparciu o zdolności manipulacyjne systemu RobIn Heart 1/Majówka Młodych Biomechaników 2005/Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej 27/2005, Gliwice 2005
- 3 www.conreality.com



Rys. 7. Warsztaty chirurgiczne organizowane w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii

The Development of Medical Tools in Delft and Amsterdam

Kees A. Grimbergen

Department of BioMechanical Engineering, Faculty of Mechanical, Maritime and Materials Engineering, Delft University of Technology, Delft, The Netherlands

Department of Medical Physics, Academic Medical Center, University of Amsterdam, Amsterdam, The Netherlands

Corresponding author:

Prof dr. ir. C.A. Grimbergen

Delft University of Technology

Faculty of Mechanical, Maritime, and Materials Engineering

Department of BioMechanical Engineering

Mekelweg 2

2628 CD Delft

The Netherlands

Tel: 31-15-27 85 419

Fax: 31-15-27 84 717

e-mail: c.a.grimbergen@tudelft.nl

Abstract

The development of minimally invasive tools is an important field of attention of the Biomechanical Engineering Department of the Delft University of Technology and of the Medical Technology Development Department of the Academic Center of the University of Amsterdam.

In these two cooperating departments a special clinically-driven approach towards developing medical tools has grown: The SMART-approach, where SMART stands for the aimed properties of medical tools: Simple, of Minimal dimensions, Application based, Reliable and Transparant (intuitive to use).

In this paper, three examples will be presented of this approach:

Steerable instruments inspired by biology, a 6 degrees of freedom mechanical manipulator (MIM) for minimally invasive surgery and miniature optical force sensors for application in laparoscopic tools.

Rozwój Narzędzi Medycznych Na Uniwersytetach w Delft i Amsterdamie.

Streszczenie:

Rozwój narzędzi chirurgii małoinwazyjnej stanowi istotną gałąź zainteresowania Wydziału Inżynierii Biomechaniki Uniwersytetu Delft oraz Wydziału Rozwoju Technologii Medycznych Uniwersytetu w Amsterdamie.

W tych dwóch współpracujących ze sobą departamentach projekt określany w skrócie: SMART jest aktualnie intensywnie rozwijany.

Niniejsza praca przedstawia trzy przykłady realizowane w ramach wspomnianego projektu: Sterowane narzędzie laparoskopowe inspirowane przez mechanizmy biologii, telemanipulator dla przeprowadzania operacji małoinwazyjnych (MIM) oraz miniaturowy optyczny czujnik siłowy dla aplikacji w narzędziach laparoskopowych.

Introduction

In the minimally invasive approach technology and instruments play a key role. This goes for the laparoscopic instruments in Minimally Invasive Surgery, the flexible endoscopes in gastro-enterology and the catheters in minimally invasive interventions.

The development of minimally invasive tools is therefore an important field of attention of the Biomechanical Engineering Department of the Delft University of Technology and of the Medical Technology Development Department of the Academic Center of the University of Amsterdam.

In these two cooperating departments a special clinically-driven approach towards developing medical tools has grown [1-4]: The SMART-approach. In this approach SMART stands for the aimed properties of medical tools: Simple, of Minimal dimensions, Application based, Reliable and Transparent (intuitive to use).

In this paper, three examples will be presented of this approach: Steerable instruments inspired by biology, a 6 degrees of freedom mechanical manipulator (MIM) for minimally invasive surgery and miniature optical force sensors for application in laparoscopic tools.

Miniature steerable “Tentacle” Mechanism for use in Endoscopes, Instruments and Catheters [5,6]

P. Breedveld¹, J. Scheltes^{1, 2} and M. Begemann²

(1) Man Machine Systems Group, Fac. Mech. Marit. & Mat. Eng., Delft University of Technology, The Netherlands

(2) DEAM BV, Delft, The Netherlands

In medicine there is a need for steerable instruments especially with minimally invasive procedures.

The current solutions for steerable instruments are complex and can not be miniaturized. Examples are the 2 degrees of freedom (DoF) pulley mechanisms like used in the Da Vinci systems, the 2 DoF spine mechanisms like used in flexible endoscopes both with a minimum diameter of 5 mm (figure 1) and the 2 DoF gearwheel mechanism of the Radius with a diameter of 10 mm [7-9]. These solutions are very complex, non-disposable and miniaturization is difficult due to complex rotating elements and provisions for cable fixation.

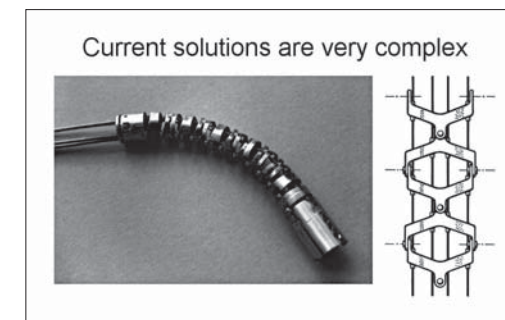


Fig 1. Spine mechanism (2 DoF) of a flexible endoscope (diameter ≥ 5 mm)

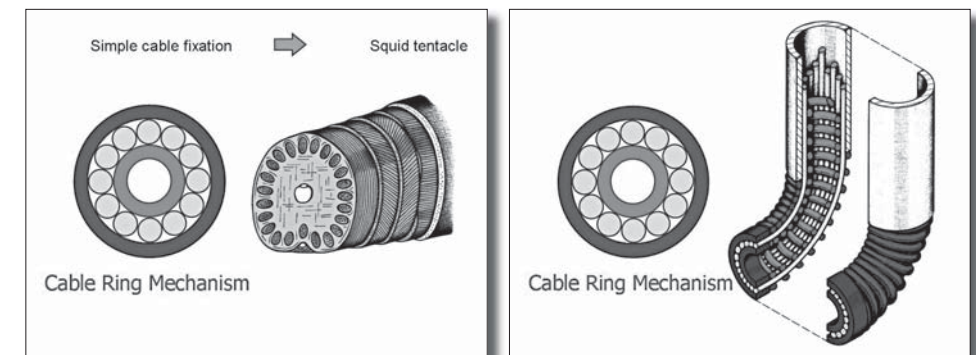


Fig 2. Cable ring mechanism inspired by a squid tentacle

Searching for simpler, more efficient and more effective solutions, the bio-inspired approach was followed looking at technology in nature, in this case at the tentacles of squids. These tentacles have two muscle layers and a ring of tendons used for steering. In the steerable endoscope design, for the muscle layers two concentric springs are chosen and the tendons are exchanged by steel cables. By applying a redundant number of cables like in the squid tentacle, a simple cable positioning and fixation is obtained (figure 2).

The resulting steerable mechanism thus exists of two springs, a number of cables and two rings for the cable fixation. These are all very common and low-cost parts making the product disposable. These parts are all easily miniaturized without extensive additional costs and submillimeter disposable steerable guide-wires and catheters can be realized (figure 3).

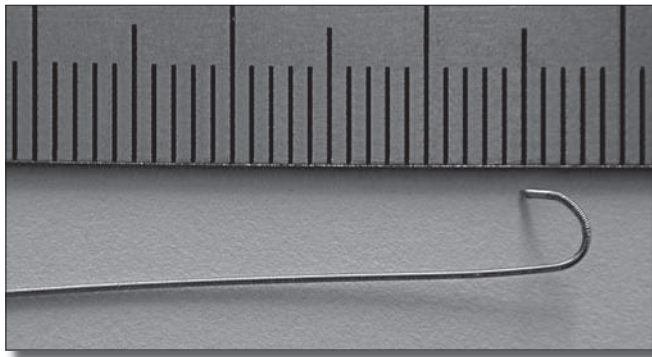


Fig 3. Example of a steerable, 0.45 mm diameter, cable ring mechanism.

Conclusions

A new design approach for steerable mechanism was developed based on the technology as observed in squid tentacles. This world-wide patented approach leads to very simple and easy to produce mechanisms which in view of the low production costs can be used as disposable products. Since the design only contains standard parts which already are available in different sizes, extreme miniaturisation is possible.

The Minimally Invasive Manipulator (MIM); an instrument improving the performance in standardized tasks for endoscopic surgery [10-12]

J. Jaspers¹, J. Diks², W. Wisselink²,
B.A. de Mol¹ and C.A. Grimbergen¹

(1) Academic Medical Center, University of Amsterdam, Amsterdam, The Netherlands

(2) Dept. of Surgery, VU Medical Center, Amsterdam, The Netherlands

Performing complex tasks in Minimally Invasive Surgery (MIS) is demanding due to a disturbed hand-eye co-ordination, the application of non-ergonomic instruments with a limited number of degrees of freedom (DoF) and the two-dimensional (2D) view controlled by the surgical assistance. Robotic camera holders and tele-manipulatory systems enhance surgical dexterity by providing the surgeon with 3D perception and instruments with up to 7 DoF. They allow the surgeon to operate in an ergonomically favourable position with more intuitive manipulation of the instruments. Robotic systems, however, are very bulky, expensive and do not provide any force feedback from the tissue. Therefore routine MIS with these “robotic” systems is not common use.

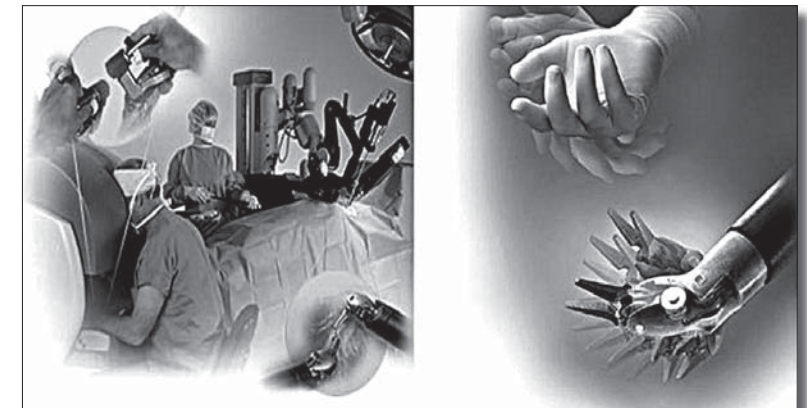


Fig 4. The DaVinci robotic system (l) with 7 DoF Endowrist manipulator (r) (Intuitive Surgical)

Our aim is to provide surgeons with simple surgical solutions, which at least partly fill the gap between conventional endoscopy and the highly technological robotic systems. To do so, we have developed and evaluated solutions, which provide the surgeon with direct and intuitive control of the endoscope and control of surgical instruments with extra degrees of freedom, extra relative to conventional endoscopic instruments.

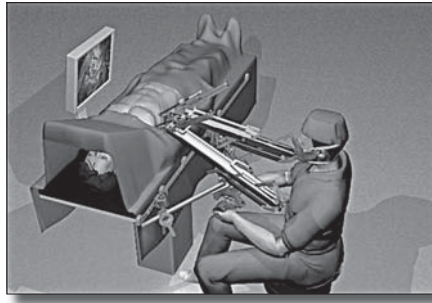


Fig 5. Concept of the mechanical Minimally Invasive Manipulator for use in endoscopic surgery.

We have developed and evaluated a mechanical manipulator for MIS as an economical alternative for the DaVinci telemanipulator, providing the surgeon, just like the DaVinci, with intuitive manipulation and 7 DOFs at the instrument tip, and in addition limited force feedback [10, 12].

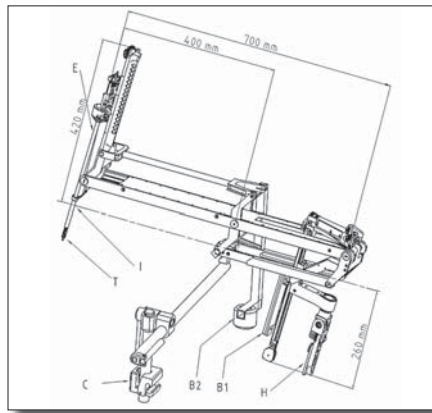


Fig 6. Design of the mechanical Minimally Invasive Manipulator. B1 and B2 are counter weights balancing the tool (E) and the manipulator arm, respectively. The movements of the handle (H) are transferred to those of the tip (T). During surgery, the indifferent point (I) is positioned in the abdominal wall. Clamp (C) is connected to the operation table.

A preclinical study with medical students without surgical experience, compared the manipulator with conventional endoscopic instruments. This study showed that fewer actions were needed and less failures were made with the mechanical manipulator than with conventional endoscopic instruments [11].

Conclusions

The main conclusion of this project is that the developed relatively simple mechanical instrument can be an alternative for robotic systems with the additional advantage of (limited) force feedback and inherent safety.

Optomechanical Force Sensors for Medical Applications [13]

M. Hogeland, J. Jaspers and C.A. Grimbergen

Academic Medical Center, University of Amsterdam, Amsterdam, The Netherlands

In surgery, forces play a role in the handling of organ tissues. In open surgery, the gloved hand of a surgeon is a well equipped tool enabling subtle handling of the tissues and sensitive observation of the quality of the tissues. In minimally invasive surgery the surgeon can not use his hands anymore to interact with the tissues which is done here using elongated tools having substantial friction. Consequently, the forces applied to the tissues (pinch forces, pulling forces, rotational forces) can not be directly felt anymore and must be derived from the distortion of the tissues as observed by the endoscope.

To investigate the resulting forces in practice or to limit the forces applied to a certain level, a laparoscopic grasper equipped with force sensing would be useful. Attempts to design such an instrument have been made, but use in clinical practice is hampered by technical limitations. Most force sensors are based on strain gauges leading to extensive wiring and substantial dimensions making a built-in force sensor impossible.

We concentrated on devising a sensor for measuring the pinch force of laparoscopic graspers by building an optomechanical sensor inside the beak of a grasper (figure 1a). The optomechanical sensor [13, 14] is suitable for miniaturization and the force signal is transferred to the outside world by an optical fibre avoiding electrical voltages and wiring and having very favourable mechanical and biocompatible properties .

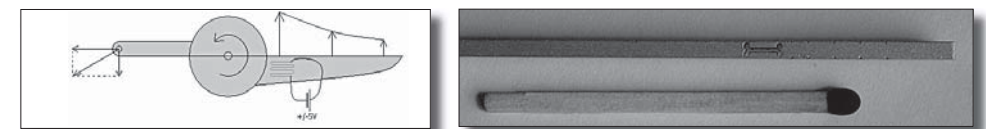


Fig 7. a) Force sensor for measuring pinche forces built inside the beak of a laparoscopic grasper. b) Prototype of a deformable body with small dimensions (beam thickness 2 mm).

Design

A force sensor is based on a deformable part of the instrument and the measurement of the deformation by a displacement sensor. To be able to build the force sensor inside the beak of a laparoscopic grasper, a prototype deformable body was designed in an aluminum (Fortal; $E = 72000 \text{ N/mm}^2$) beam of $2 \times 4 \text{ mm}$ dimension (fig 7b); a range of 10 N was aimed at and the deformations should be less than 1% .

The prototype was evaluated by applying an external optical displacement measurement consisting of a fiber in front of an aluminum mirror (figure 8). The displacement modulates the reflection of the light beam back into the fibre. The force sensing appeared to be linear and repeatable within a 9 N range and was similar to the theoretical prediction of the finite-element theoretical model; the displacement was confined to 0.1 mm (figure 8). A special property of this arrangement is that by careful positioning of the mirror relative to the deformable part, the force measurement can be made independent of the point of application at the beak surface (patent pending). The measurements in figure 8 were done at 11 positions along the beak leading a 1% standard deviation (see accuracy bars in figure 8).

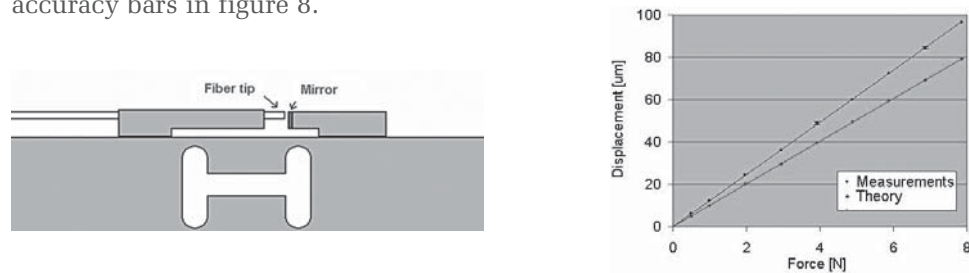


Fig 8. The prototype deformable body with external optical displacement measurement (left). The characteristic of the force sensor compared to the theoretical prediction (right).

The results of the prototype showed the feasibility of the optomechanical force measurement. The next step was to build the sensor inside the beak of a laparoscopic grasper. For this a beak design was chosen consisting of two pieces which are built together after introducing the optical fibre and the mirror (see fig 9). The resulting force characteristic is shown in fig 9 for a 3 N range (tested with 0 - 300 gram weights).

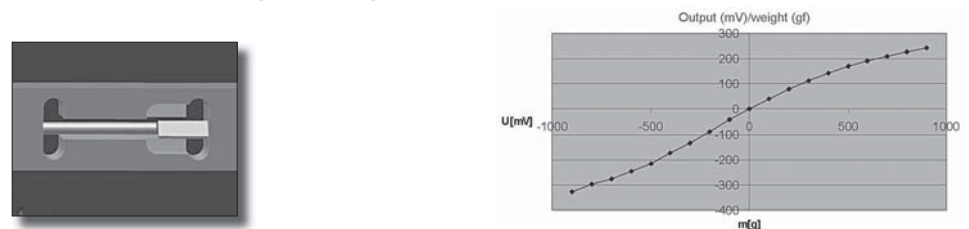


Fig 9. Optomechanical force measurement built inside a beak of a grasper (thickness 2 mm).

In principle this beak design can be applied to any laparoscopic grasper giving only one or two additional optical fibres which should be guided through the shaft of the grasper (figure 10). The open deformable part of the beak can be closed by a compliant inert material like silicone to prevent fluids entering the cavity and to facilitate cleaning of the grasper.

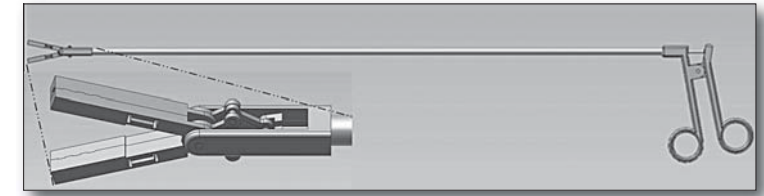


Fig 10. Beak design for a laparoscopic grasper with built-in optomechanical pinch-force sensor.

Conclusions

Optomechanical force sensors seem a suitable solution for force sensing in medical instruments [lit]. Miniaturization is feasible and the sensors can be built inside the structure of the instrument leading to robust mechanical properties. The light source and detection electronics can be left outside and only a glass fibre is needed to make the connection between sensor and read-out. By optimal placement of the mirror relative to the deformable body, a pinch-force measurement is obtained which is independent of the point of application of the force. As the mechanical lay-out of the displacement sensor is very critical, calibration of individual sensors is needed after the production. This optomechanical approach has been applied to other instruments than laparoscopic graspers and a MRI-compatible hand-force sensor and a 6 degrees of freedom sensor have been designed using the same principles.

Epilogue

The three examples presented, illustrate the SMART design approach (Simple, of Minimal dimensions, Application based, Reliable and Transparent (intuitive to use) having the properties which are aimed at. The miniature steerable mechanism for use in endoscopes, catheters and other instruments was obtained looking to nature inspired by the squid tentacle. The result is a very simple design based on the medical application, reliable by its simplicity. The user interface, important for intuitive use of these tools, still is a point of development.

The minimally invasive manipulator is a mechanical, relatively simple, alternative to robotic master-slave systems. Its design is based on the application resolving the mirroring and scaling of the movements of laparoscopic tools and providing a one-to-one intuitive control. The passive design and the limited force feedback make this manipulator inherently safe.

The optomechanical force sensors are based on a light beam reflecting into the same optical fibre delivering the beam. The reflection is modulated by

the distortion produced by the force to be measured. This design is extremely simple avoiding all wiring and electrical parts normally used and the materials are suited for the medical application allowing cleaning and sterilization. The dimensions of the sensor can be made very small making it possible to build it inside medical instruments like the beak of a laparoscopic grasper.

Bibliography:

- 1 Dankelman J, Grimbergen CA, Stassen HG. Engineering for patient safety: the clinically-driven approach. *Biomed Instrum Technol.* 2005 Jan-Feb;39(1):60-3.
- 2 Heijnsdijk EA, de Visser H, Dankelman J, Gouma DJ. Slip and damage properties of jaws of laparoscopic graspers. *Surg Endosc.* 2004 Jun;18(6):974-9.
- 3 Grimbergen, C.A., Jaspers, J.E.N., Herder, J.L., Stassen, H.G. Development of laparoscopic instruments. *Min.Invas.Ther.& All.Technol.* 2001,: 10(3):145-154
- 4 Dankelman J., H.G. Stassen, and C.A.Grimbergen, Eds. *Engineering for Patient Safety: Issues in Minimally Invasive Procedures.* Lawrence Erlbaum Associates Inc., New Jersey, USA, ISBN 0-8058-4905-X, 300p, 2005.
- 5 Breedveld P, Scheltes JS, Blom EM, Verheij JE. A new, easily miniaturized steerable endoscope. Squid tentacles provide inspiration for the Endo-Periscope. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 2005 Nov-Dec;24(6):40-7
- 6 Breedveld P, Hirose S. Design of steerable endoscopes to improve the visual perception of depth during laparoscopic surgery. *ASME Journal of Mechanical Design*, March 2004, Vol. 126, No. 1, pp. 2-5, 2004.
- 7 http://www.intuitivesurgical.com/products/da_vinci.html
- 8 Vipul R. Patel, Ketul K. Shah, Rahul K. Thaly and Hugh Lavery. Robotic-assisted laparoscopic radical prostatectomy: The Ohio State University technique. *J Robotic Surg* (2007) 1:51-59
- 9 Waseda M ; Inaki N ; Bermudez JRT ; Manukyan G ; Gacek IA ; Schurr MO ; Braun M ; Buess GF. Precision in stitches: Radius Surgical System. *SurgEndosc* (2007) May 22; 17516121
- 10 Jaspers, JEN Bentala, M Herder, JL de Mol, BA Grimbergen, CA Mechanical manipulator for intuitive control of endoscopic instruments with seven degrees of freedom *Min.Invas.Ther.& All. Technol.* 2004 Vol 13 (3) 191-198
- 11 Diks J, Jaspers JE, Wisselink W, de Mol BA, Grimbergen CA. The mechanical master-slave manipulator: an instrument improving the performance in standardized tasks for endoscopic surgery. *Surg Endosc.* 2007 Jun;21(6):1025-31.
- 12 Jaspers, J.E.N. Simple tools for surgeons. Thesis TUD, 22 maart 2006.
- 13 Hogeland M, Bakker NH, Jaspers JEN, Leeuwen AGJM, Grimbergen CA. Optical force sensor for haptic feedback in laparoscopic instruments. *SMIT 2003 Conference, Amsterdam, Min. Invas.Ther.& All.Technol.* 2003, 12(3/4):182-183.
- 14 Peirs J, Clijnen J, Reynaerts D, Van Brussel H, Herijgers P, Corteville B, Boone S. A micro optical force sensor for force feedback during minimally invasive robotic surgery. *Sensors and Actuators A: Physical* Vol 115, 2004, pp 447-455.

Microtechnologies in surgery.

Sebastian Schostek, Fabian Rieber,
Chi-Nghia Ho, Marc O. Schurr

Healthcare Technology Partners GmbH
Tuebingen, Germany
e-mail: sebastian.schostek@novineon.com

Abstract:

Over the last few years, microtechnologies proved to be enablers in realizing novel effective diagnostic and therapeutic options in medicine. The advent of microtechnologies triggered the possibility to realize sensing, actuating and signal processing components with high functional density. This facilitated the creation of highly integrated and specialized intelligent medical devices.

Microtechnologies are attractive for use in surgical applications, since the high functional density enables new ways of directly interacting with human tissue, both in terms of sensing and actuating.

Intra-corporeal devices which are used inside the body within the scope of a surgical procedure can be sensor-enhanced surgical instruments or interventional catheters. The optics used in endoscopy have been significantly improved in recent years through the application of optical micro-sensors or complex optical systems such as for in situ confocal laser scanning microscopy. Future surgical devices may be able to transmit tactile information obtained by micro-sensors.

An important field of application for temporarily incorporated devices is the field of gastrointestinal diseases, since the gastrointestinal tract allows for easy introduction and controlled release of such micro-devices. Self-propelling robotic endoscopes based on microtechnologies promise to decrease pain and discomfort during colonoscopy and thus to improve acceptance of preventive screening among patients. With today's capsule endoscopes, screening of the small bowel using microtechnologies is enabled for the first time and in a way that it is not uncomfortable for the patient. Current international research attempts aim at enhancing capsule endoscopy by adding sophisticated diagnostic and therapeutic capabilities (www.vector-project.com).

The use of microtechnologies facilitates new functions to be integrated into small micro-devices that are suitable for long-term implantation into the human body. Today's Cochlea implants are stimulating the nerves responsible for hearing with micro-machined electrodes, and the reliability and spectrum of functionalities of implants for cardiac rhythm management has been

broadened through microtechnologies. Today, there is the possibility to realize highly specialized and powerful functionalities which are able to interact with delicate structures of the human body and to integrate these capabilities into very small dimensioned systems with a certain amount of intelligence through signal processing and telemetric capabilities. This development has triggered research efforts for a wide range of novel applications of implantable micro-devices worldwide, such as on-demand drug delivery, blood pressure measurement, artificial sphincters, or bone distraction.

Although microtechnologies have already shown to be an important tool for improving healthcare delivery by facilitating the creation of novel devices, this technology is still unfolding in laboratories all across the world. This underlines that surgery still is an actively evolving field, and promises further advances in medicine in the future through the application of microtechnologies.

Mikrotechnologie w chirurgii.

Streszczenie:

Ostatnie lata udowodniły dużą użyteczność mikrotechnologii we wspomaganiu nowoczesnych metod diagnostycznych i terapeutycznych w medycynie. Duży postęp wyzwolił możliwość realizacji aplikacji sensorycznych, wykonawczych oraz związanych z przetwarzaniem sygnałów o dużym poziomie funkcjonalności.

Mikrotechnologie okazały się również atrakcyjnym narzędziem do zastosowań chirurgicznych, dzięki możliwości wytyczenia nowych dróg interakcji z ludzkimi tkankami, zarówno od strony czujników jak i narzędzi wykonawczych.

Patrząc przez pryzmat procedur chirurgicznych, urządzenia wewnątrzustrojowe można podzielić na narzędzia chirurgiczne usprawniające wrażenia czuciowe operatora oraz interwencyjne cewnikowanie. Ostatnie lata przyniosły znaczny rozwój optycznych urządzeń endoskopowych a przyszłość powinna przynieść wprowadzenie pętli sprzężenia siłowego pochodzącego od mikro-sensorów.

Ważne pole aplikacyjne dla tych urządzeń stanowią patologie przewodu pokarmowego ponieważ jego anatomiczne własności stwarzają szanse stosunkowo łatwego wprowadzania i kontrolowania pozycji mikrouządzeń. Samonapędzające zrobotyzowane endoskopy bazujące na zaawansowanych mikrotechnologiach stanowią obiecujące narzędzie zmniejszające ból oraz dyskomfort podczas zabiegu co może przełożyć się na większą aprobatę przez pacjentów na etapie badań przesiewowych. Dzisiejsze endoskopy kapsularne umożliwiają przeprowadzanie podobnych procedur w sposób małouciążliwy

dla pacjenta. Aktualnie trwający międzynarodowy projekt skupia się nad usprawnieniem endoskopii kapsularnej poprzez dodanie zaawansowanych metod diagnostycznych i terapeutycznych (www.vector-project.com).

Mikrotechnologie wspomagają rozwój urządzeń, których zintegrowane funkcje są gotowe dla długotrwałej implantacji w ciele pacjenta. Implanty układu słuchowego stymulujące nerwy odpowiedzialne za przekazywanie wrażeń słuchowych czy wiarygodność działania i wysoka funkcjonalność rozruszników serca są tego wybranymi przykładami. Stwarza to nadzieję, potwierdzaną obecnie prowadzonymi na świecie badaniami nad mikrouządzeniami np. dla zdalnego doprowadzania leków w żądane miejsca, pomiar ciśnienia krwi czy leczenie patologii kostnych.

Introduction:

In the recent past, microtechnologies have enabled new devices and techniques, which have shown significant influence on our everyday life. Prominent examples are computers or mobile phones. But microdevices are also applied, where it is not directly perceived by the users: cars measure acceleration, tilt, gas concentration and a number of other parameters with microsensors, and even modern drill machines improved safety through miniaturized gyroscopes. These and many other examples show the high penetration of this technology into our life.

In the automotive industry or consumer electronics, the application of microdevices has a history of more than one decade and thus plays a major role today. Although medicine is a promising field of application for microdevices, technical and non-technical hurdles are currently impeding the application of this technology [1]. However, over the last few years, microtechnologies proved to be enablers in realizing novel effective diagnostic and therapeutic options in medicine. Several applications are reality today, e.g. miniaturized endoscopes, smart prostheses equipped with microsensors and microactuators, implantable cardiac rhythm management devices or cochlea implants [2]. The advent of microtechnologies triggered the possibility to realize sensing, actuating and signal processing components with high functional density. This facilitated the creation of highly integrated and specialized intelligent medical devices; still this technology is currently unfolding in laboratories around the world.

Microtechnologies bear a significant potential for improving existing and facilitating new medical products in the future. An international survey among opinion leaders from medicine, industry and science in the field of microsystems technology revealed that miniaturization as well as the creation of new medical products are highly expected from the exploitation of microtechnologies. But also simplification of product use, advances in reliability and cost reduction

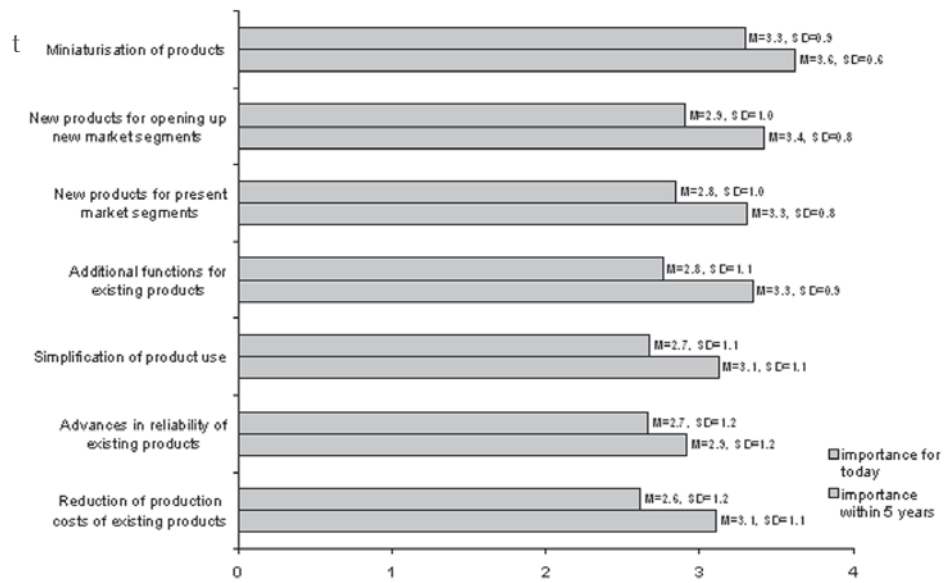


Figure 1: Future potential of the application of microtechnologies in medicine.

Microtechnologies are attractive for use in surgical applications, since the high functional density enables new ways of directly interacting with human tissue, both in terms of sensing and actuating. A classification of applications of micro-devices in surgery can be made according to the kind and duration of interaction with the human body:

- Intra-corporeal devices
- Temporarily incorporated or ingested devices
- Long-term implantable devices

This article aims at giving an overview about the role of microtechnologies in surgery. Examples of micro devices in surgery will be given for each class of surgical devices enhanced by microtechnologies, covering current applications as well as future application scenarios.

Intra-corporeal devices

Intra-corporeal devices are used inside the body within the scope of a surgical procedure. Those devices can be sensor-enhanced surgical instruments or interventional catheters. The attractiveness of microtechnologies to be applied in surgical instruments has been recognized right after the advent of minimally invasive surgery [4,5].

The optics used in endoscopy have been significantly improved in recent years through the application of optical micro-sensors or complex optical systems such as for in situ detection, staging and grading of suspicious lesions [6].

Advanced endoscopic optical devices are able to examine tissue microscopically during surgical or endoscopic interventions [7]. The concept of confocal laser scanning microscopy was transferred from histological ex vivo to in-vivo application by using the miniaturization potential of microtechnologies. This technique thus can be used via an endoscope to examine suspicious lesions interoperatively [8]. A prototype of a bi-axial micro-scanner for an endoscopic confocal laser scanning microscope was realized within the scope of the EU project MEDEA (see Figure 2). Two silicon mirrors are electrostatically driven and scan the laser beam of the tissue surface.

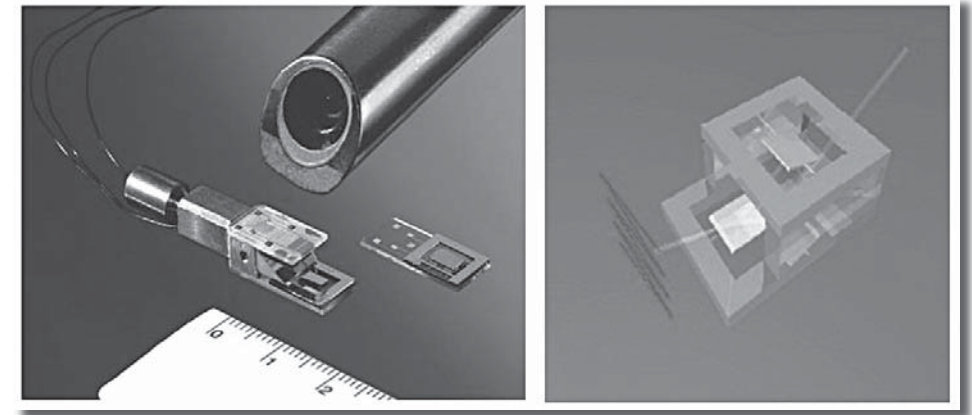


Figure 2: Optical Micro-scanner for in-situ microscopy and tissue analysis (Source: MEDEA project).

Minimally invasive surgery is an established technique in today's surgery. Small incisions are used for accessing body cavities such as the abdomen (laparoscopy), thorax (thoracoscopy) or joints (arthroscopy) under indirect visual control by means of an endoscopic camera. This minimal access strategy turned out to be advantageous for the patient, in terms of less pain, shorter recovery time and smaller scars. But for the surgeon, this technique bears certain difficulties [9]. The endoscopic camera only provides indirect, two-dimensional vision. The use of long and rigid instruments which are placed in the trocars leads to the so called 'fulcrum effect', through which the movement of the tip of an endoscopic instrument is always correlated to a rotation, which makes only 4 of the 6 degrees of freedom exploitable with conventional laparoscopic instruments. Further, palpation as an important means for intra-operative diagnosis in open surgery is not possible in minimally invasive surgery due to the small incisions. Thus, the assessment of anatomical or pathological structures such as arteries, lymph nodes, hardened tissue, tumors or stones, is more difficult [10].

The application of microtechnologies to enhance laparoscopic instruments with micro-sensors has been investigated world-wide during the last two decades, with emphasis on tactile sensor technologies [11], but sensory enhanced tactile instrumentation has not been introduced into clinical use yet [12]. Several technical approaches have been followed for obtaining tactile information through microsensor enhanced instruments. One approach was the use of a vibrotactile sensor [13]. The vibrotactile sensor applies vibration to the tissue to be examined and quantifies the tissue properties by changes of the resonance frequency. For example, soft tissue has a resonance frequency of 16Hz for tonsils to 30Hz for mucosa, while the resonance frequency of bony structures ranges from 240Hz to 320Hz [14]. This technique was used e.g. for assessing nodules of the lung [15,16], characterizing different tissues of the head and neck [17], for the classification of esophageal squamous cell carcinoma [18], or evaluating myocardial stiffness [19,20]. The experimental clinical use of vibrotactile sensors was mainly described as useful and effective, but certain limitations have to be considered.

Another class of tactile sensors are those measuring static forces between the tissue and the tactile instrument. Various devices were developed, e.g. smart knives being able to differentiate between different tissues [21]. Multiple force sensors arranged in an array are capable of detecting the shape of structures, even if they are hidden in tissue, by pressing it onto the sensor array. Etlai et al. [22] provide an overview over various sensors, which were developed for this purpose in the last two decades, most of them being silicon-based.

A technical approach to equip an endoscopic grasper with a tactile sensor array carried out by our group uses a novel sensor principle based on the deformation of electrically conductive polymers [23]. This sensor provides an array of 32 sensors in a hexagonal array, which can be integrated into the jaw of a 10mm laparoscopic instrument (see Figure 3). The prototype tactile instrument acquires the pressure distribution on the sensory forceps jaw 25 times per second, and transmits the data via the IEEE 805.15.1 standard (Bluetooth) to a Laptop PC. Bluetooth proved to be feasible for use in a clinical setting [24]. The tactile sensor is protected by a silicone rubber encapsulation.

The representation of the tactile data obtained by these instruments is important to exploit the additional information to the full extent. Haptic displays use miniaturized actuators to represent the shape of the grasped object in order to be palpated by the surgeon outside of the human body [25,26,27]. This technique provides the most intuitive representation of tactile information, but it turned out to be difficult to be integrated into a laparoscopic instrument in an adequate manner, and limits the number of sensor elements. This technology thus still needs improvement to be feasible for being applied in a clinical setting.

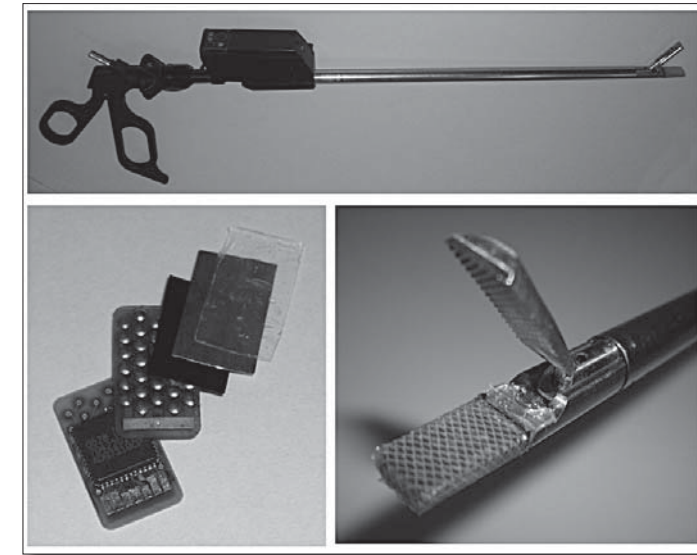


Figure 3: Tactile grasper equipped with micro-sensors for minimally invasive surgery.

Visualization of the tactile data on the other hand is easy to be implemented and can easily be tailored to the individual needs of the user. Although it bears certain drawbacks in terms of intuitive perception of the information by the user [28], the potential of sophisticated visualization technology to be introduced into clinical use is high. With intelligent data processing, grasped objects can be displayed in 3D, based on the pressure distribution data and the forceps angle (see Figure 4). Goal of further developments is to provide information about dimension, elasticity as well as dynamic movement (e.g. pulsation) of grasped objects based on the tactile measurements.

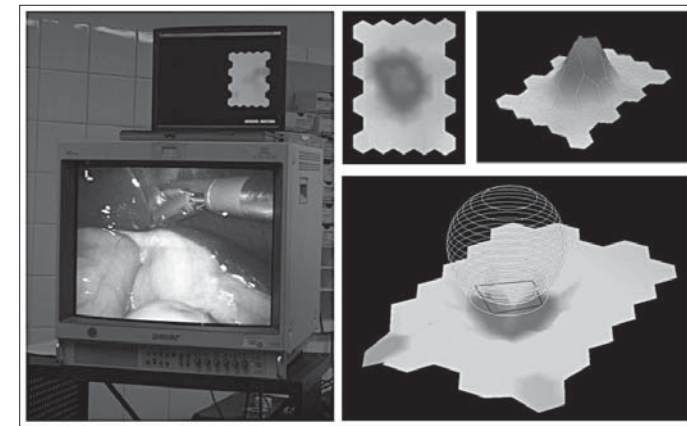


Figure 4: Different visual representation of the tactile data during surgery.

Temporarily incorporated or ingested devices

An important field of application for temporarily incorporated devices is the field of gastrointestinal diseases, since the gastrointestinal tract allows for easy introduction and controlled release of such micro-devices without entering sterile sections of the human body. Today, endoscopes have been miniaturized to dimensions which enable them to be swallowed. These telemetric capsules nowadays are established for screening of the small bowel [29,30] in a way that is not uncomfortable for the patient. Capsule endoscopy was enabled by microtechnologies, which allowed for the miniaturization which is necessary for integrating an imaging system, signal processing and a telemetry unit into a swallowable shell. The first commercially available capsule endoscope, the PillCam SB (Given Imaging Inc., Israel), as a disposable device, contains a CMOS camera, LED illumination, microprocessor based signal processing with a telemetry unit, miniaturized optical lenses and batteries (see Figure 5).



Figure 5: PillCam SB (Given Imaging Inc., Israel) and its components (shell cut into half).

For screening the esophagus, stomach and duodenum (gastroscopy) as well as the large bowel (colonoscopy), flexible endoscopy is still the gold standard, since in particular for screening the stomach and the large bowel, an active control of the line of sight and the position of the endoscopic camera is needed in order to be able to visualize all parts of these organs. The main drawback of this procedure is that the introduction of the endoscope through the mouth or the anus causes pain and discomfort, and even has a certain risk of causing perforation. This leads to a low acceptance rate for screening endoscopy among

people eligible for this procedure, although this procedure is reimbursed in most countries for patients of certain age, and the importance for early detection of cancerous lesions is proven.

Current capsule endoscopes have certain limitations which impede the use in gastric or colonic screening [31], but future concepts of microrobotic capsule endoscopes may allow for active locomotion and enhanced diagnostic capabilities through the application of microtechnologies [32]. Different principles of microrobotic locomotion in the gastrointestinal tract have been developed by several research groups around the world. Dario and coworkers have recently introduced a working microrobotic self-propelling endoscopy for screening of the large bowel [33]. This robotic colonoscope is mimicking inchworm movements for travelling actively through the colon. This device is currently commercialized by the company Era Endoscopy Srl, Pontedera, Italy. The same group is also developing microrobotic capsule endoscopes with legs actuated by microactuators [34,35] (see Figure 6). These microrobotic capsules are supposed to actively locomote in basically all sections of the gastrointestinal tract and thus facilitate a complete screening by swallowing one single capsule and thus to allow for total gastrointestinal screening with high acceptance among patients.



Figure 6: Legged capsule prototype for locomotion in the gastrointestinal tract (Source: CRIM lab, Scuola Superiore Sant'Anna, Pisa, Italy).

Current international research attempts aim at further enhancing capsule endoscopy by adding sophisticated sensing and actuating capabilities for advanced diagnostic and therapeutic functions through the application of microtechnologies. The project VECTOR (Versatile Endoscopic Capsule for

gastrointestinal TumOr Recognition and therapy, www.vector-project.com) bundles European research activities for future capsule endoscopes enhanced by microtechnologies (see Figure 7). This project is funded by the European Commission within the Sixth Framework programme and partially funded by the Intelligent Microsystem Center IMC, KIST, South Korea (www.microsystem.re.kr).

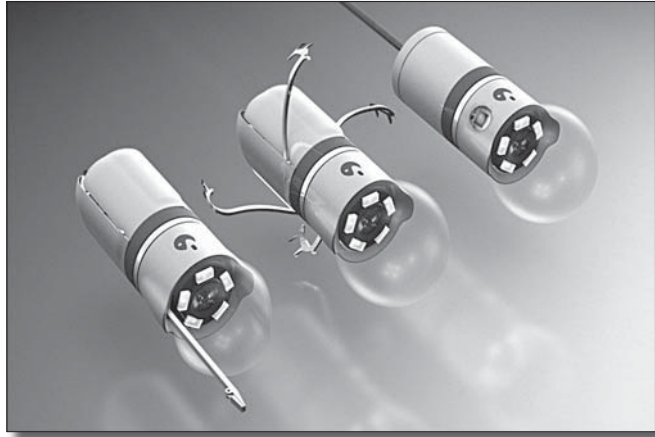


Figure 7: Tomorrow's capsule endoscopy illustrated by versatile capsules enhanced by microtechnologies (Source: VECTOR project, www.vector-project.com).

Long-term implantable devices

The use of microtechnologies facilitates new functions to be integrated into small micro-devices that are suitable for long-term implantation into the human body. Thanks to microtechnologies, there is the possibility to realize highly specialized and powerful functionalities which are able to interact with delicate structures of the human body and to integrate these capabilities into very small dimensioned systems with a certain amount of intelligence through signal processing and telemetric capabilities. The combination of sensing and actuating capabilities, in conjunction with signal processing, enables microsystems to monitor body functions and reach standalone decisions on therapeutic measures which are immediately carried out by means of microactuators. These developments have triggered research efforts for a wide range of novel applications of implantable micro-devices worldwide, such as on-demand drug delivery, blood pressure measurement, artificial sphincters, or bone distraction.

Cochlear implants are one example of medical devices based on microtechnology that are used in the rehabilitation stage of medical care. A microphone attached

to the ear of the patient receives sounds which are encoded by the voice processor and transferred telemetrically to the receiver coil of the implant. An electrode implanted in the cochlear stimulates the nerves responsible for hearing according to the signals received by the implanted coil [36]. A cochlear implant unites sensing components (microphone), signal processing and transfer components (voice processor and telemetry), as well as action components (nerve stimulating electrode) within an integrated system.

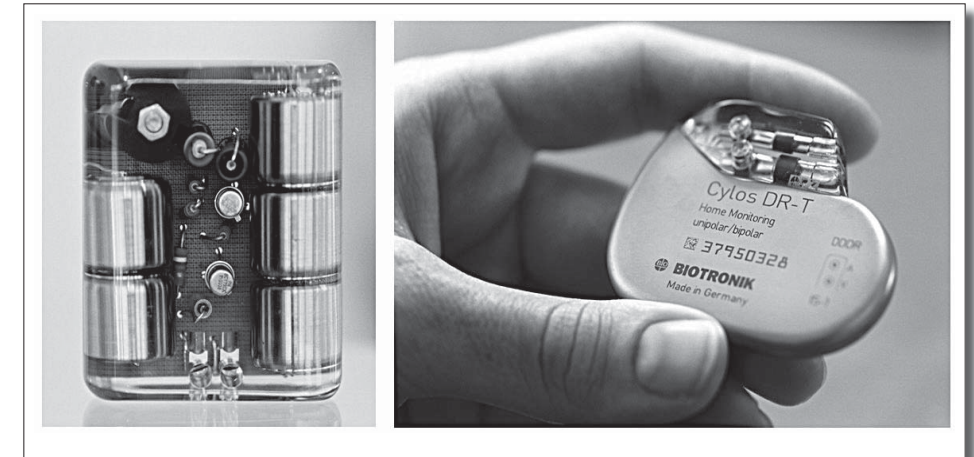


Figure 8: From first implantable pacemaker to modern cardiac rhythm management device (Source: Biotronik GmbH, Berlin, Germany).

A high volume field of application of microtechnologies in medical implants are cardiac rhythm management devices. The reliability and spectrum of functionalities of this kind of implants for cardiac rhythm management has been broadened through microtechnologies (see Figure 8). These devices are able to recognize critical situations of the cardiovascular systems and can influence the nervous system with micromachined electrodes based on stand-alone decisions. Through a telemetric interface, basic parameters of the device function can be adjusted and the interaction with the heart can be monitored from outside of the body [37].

Future applications of implanted microtechnology for use in rehabilitation are retina implants for restore the sense of vision [38,39]. An array of implanted miniaturized electrodes actively stimulates the retinal receptors according to the measured light intensity. This class of device recently entered the phase of first clinical trials [40].

Discussion

Microtechnologies have already shown to be an important tool for improving healthcare delivery. In established large volume applications such as cardiac rhythm management [37], microtechnologies play a major role in improving safety and performance of medical devices, while in specialized fields of applications, microtechnology serves as key enabler for novel devices such as retinal implants [38,39] or in the field of neural rehabilitation [41].

In surgery, microtechnologies facilitate the development of novel devices and procedures [4,6,8,9,11,12,21]. Microtechnologies allow for significant miniaturization of powerful functions, and facilitate the combination of sensing, signal processing and actuating capabilities. Therefore, through the application of microtechnologies, novel surgical devices are able to interact with delicate tissue and structures of the human body in a more sophisticated way, both in terms of sensing and actuating. Surgical instruments may enable the user to classify manipulated tissue by means of high density tactile sensor arrays, the high integration capabilities may allow for remote controlled microrobotic surgical tools which are temporarily implanted or ingested, and the intelligence and spectrum of functionalities of long-term implants may be broadened through the combination of sensory functions, smart signal processing and novel actuators.

The potential of microtechnologies for surgical applications has not been exploited to the full extent so far. On the one hand, this technology is still unfolding in laboratories around the world. Especially the combination of new functions such as micro-optics, microfluidics or biological active compositions with advanced signal processing capabilities are currently developed (microsystems technology), and new concepts for applying this technology are investigated continuously. On the other hand, the different players of the healthcare industry have to cope with certain difficulties, both of technical and non-technical nature. Among them are high expenditure necessary during the R&D phase, unclear reimbursement conditions, and the lack of technical standards [42].

Although microtechnologies have already shown to be an important tool for improving healthcare delivery by facilitating the creation of novel devices, this technology is still unfolding in laboratories all across the world and the efforts to overcome existing technical and non-technical challenges are strongly driven forward. This underlines that surgery still is an actively evolving field, and promises further advances in medicine in the future through the application of microtechnologies.

Contact:

Dipl.-Ing. Sebastian Schostek
novineon Healthcare Technology Partners GmbH
Dorfackerstr. 26
72074 Tuebingen
Germany
sebastian.schostek@novineon.com

Bibliography:

- 1 Schostek S, Fischer H, Kalanovic D, Schurr MO. Microsystems in medicine - results of an international survey. *Min Invas Ther & Allied Technol* 2005;14:360-8.
- 2 Weiss C. MST development for medical applications: results of the German Research Programme on MST over ten years. *Min Invas Ther & Allied Technol* 2007;2:87-90.
- 3 Schostek S, Fischer H, Kalanovic D, Schurr MO. Microsystems in medicine. the netMED study. Steinbeis Edition 2005:107 pages.
- 4 Menz W, Buess G. Potential applications of microsystems engineering in minimal invasive surgery. *Endosc Surg Allied Technol* 1993;1:171-80.
- 5 Menz W, Guber A. Microstructure technologies and their potential in medical applications. *Minim Invasive Neurosurg* 1994 Sep;37:21-7.
- 6 Chamot SR, Depeursinge C. MEMS for enhanced optical diagnostics in endoscopy. *Min Invas Ther & Allied Technol* 2007;2:101-8.
- 7 George M. optical methods and sensors for in situ histology and endoscopy. *Min Invas Ther & Allied Technol* 2004;13:95-104.
- 8 Schurr MO, Schostek S, Ho CN, Rieber F, Menciassi A. Microtechnologies in medicine: an overview. *Min Invas Ther & Allied Technol* 2007;16:76-86.
- 9 Melzer A, Schurr MO, Kunert W, Buess G, et al. Intelligent Surgical Instrument System ISIS. Concept and preliminary experimental application of components and prototypes. *End Surg* 1993;1:165-70.
- 10 Scott HJ, Darzi A. Tactile feedback in laparoscopic colonic surgery. *Br J Surg* 1997;84:1004-5.
- 11 Schurr MO, Heyn SP, Menz W, Buess G. Endosystems - future perspectives for endoluminal therapy. *Min Invas Ther & Allied Technol* 1996;13:37-42.
- 12 Schurr MO. Sensors in minimally invasive surgery - a technology coming of age. *Min Invas Ther & Allied Technol* 2004;13:67.
- 13 Omata S, Terunuma Y. New tactile sensor like the human hand and its applications. *Sensors and Actuators* 1992;35:9-15.
- 14 Plinkert PK, Baumann I, Flemming E, Loewenheim H, Buess GF. The use of a vibrotactile sensor as an artificial sense of touch for tissues of the head and neck. *Min Invas Ther & Allied Technol* 1998;7:111-5.

- 15 Ohtsuka T, Furuse A, Kohno T, Nakajima J, Yagyu K, Omata S. Application of a new tactile sensor to thoracoscopic surgery: experimental and clinical study. *Ann Thorac Surg* 1995;60:610-4.
- 16 Miyaji K, Furuse A, Nakajima J, Kohno T, Ohtsuka T, Yagyu K, Oka T, Omata S. The stiffness of lymph nodes containing lung carcinoma metastases. A new diagnostic parameter measured by a tactile sensor. *Cancer* 1997;80:1920-5.
- 17 Baumann I, Plinkert PK, Kunert W, Buess GF. Viobrotactile characteristics of different tissues in endoscopic otolaryngologic surgery - in vivo and ex vivo measurements. *Min Invas Ther & Allied Technol* 2001;10:323-7.
- 18 Yoshida T, Inoue H, Kawano T, Takeshita K, Iwai T. The ultrasonic tactile sensor: in vivo clinical application for evaluation of depth of invasion in esophageal squamous cell carcinomas. *Endoscopy* 1999;31:442-6.
- 19 Miyaji K, Sugiura S, Omata S, Kaneko Y, Ohtsuka T, Takamoto S. Myocardial stiffness: a variable of regional myocardial function. *J Am Coll Cardiol* 1998;31:1165-73.
- 20 Miyaji K, Sugiura S, Inaba H, Takamoto S, Omata S. Myocardial tactile stiffness during acute reduction of coronary blood flow. *Ann Thorac Surg* 2000;69:151-5.
- 21 Rebello KJ. Applications of MEMS in surgery. *Proc IEEE* 2004;92:43-55.
- 22 Etlab MEH, Hewit JR. Tactile sensing technology for minimal access surgery - a review. *Mechatronics* 2003;13:1163-77.
- 23 Schostek S, Ho CN, Kalanovic D, Schurr MO. Artificial tactile sensing in minimally invasive surgery - a new technical approach. *Min Invas Ther & Allied Technol* 2006;15:296-304.
- 24 Wallin MK, Wajtraub S. Evaluation of bluetooth as a replacement for cables in intensive care and surgery. *Anesth Analg* 2004;98:763-7.
- 25 Taylor PM, Moser A, Creed A. A sixty-four element tactile display using shape memory alloy wires. *Displays* 1998;18:163-8.
- 26 Ottermo MV, Stavdahl Ø, Johansen TA. Electromechanical Design of a miniature tactile shape display for minimally invasive surgery. *Proc Worldhaptics* 2005:561-2.
- 27 Klein D, Freimuth H, Monkman GJ, et al. Electrorheological tactel elements. *Mechatronics* 2005;15:883-97.
- 28 Ottermo MV, Øvstedal M, Langø T, Stavdahl Ø, Yavuz Y, Johansen TA, Mårvik R. The role of tactile feedback in laparoscopic surgery. *Surg Laparosc Endosc Percutan Tech* 2006;16:390-400.
- 29 Gong F, Swain P, Mills T. Wireless endoscopy. *Gastrointest Endosc* 2000;51:725-9.
- 30 Triester SL, Leighton JA, Leontiadis GI, Gurudu SR, Fleischer DE, Hara AK, Heigh RI, Shiff AD, Sharma VK. A meta-analysis of the yield of capsule endoscopy compared to other diagnostic modalities in patients with non-stricturing small bowel Crohn's disease. *Am J Gastroenterol* 2006;101:954-64.
- 31 Moglia A, Menciassi A, Schurr MO, Dario P. Wireless capsule endoscopy: from diagnostic devices to multipurpose robotic systems. *Biomed Microdevices* 2006;9:235-43.
- 32 Menciassi A, Quirini M, Dario P. Microrobotics for future gastrointestinal endoscopy. *Min Invas Ther & Allied Technol* 2007;2:91-100.
- 33 Dario P, Carrozza MC, Pietrabissa A. Development and in vitro testing of a miniature robotic system for computer-assisted colonoscopy. *Comput Aided Surg* 1999;4:1-14.
- 34 Menciassi A, Stefanini C, Gorini S, Pernorio G, Kim B, Park JO, Dario P. Locomotion of a legged capsule in the gastrointestinal tract: theoretical study and preliminary technological results. *Eng Med Biol Soc* 2004;1:2767-70.
- 35 Quirini M, Webster III RJ, Menciassi A, Dario P. Design of a pill-sized 12-legged endoscopic capsule robot. *Proc IEEE Int Conf Robotics and Automation* 2007:1856-62.
- 36 Federspil PA, Plinkert PK. Restoring hearing with active hearing implants. *Biomed Tech (Berl.)* 2004;49:78-82.
- 37 Wildau HJ. Wireless remote monitoring for patients with atrial tachyarrhythmias. *J Electrocardiol* 2004;37 Suppl:53-4.
- 38 Weiland JD, Liu W, Humayun MS. Retinal prosthesis. *Annu Rev Biomed Eng* 2005;7:361-401.
- 39 Walter P, Mokwa W. Epiretinal visual prostheses. *Ophthalmologe* 2005;102:933-40.
- 40 Gekeler F, Szurman P, Grisanti S, Weiler U, Claus R, Greiner TO, Volker M, Kohler K, Zrenner E, Bartz-Schmidt KU. Compound subretinal prostheses with extra-ocular parts designed for human trials: successful long-term implantation in pigs. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2006, in press
- 41 Stieglitz T, Schuetzler M, Koch KP. Neural prostheses in clinical applications - trends from precision mechanics towards biomedical microsystems in neurological rehabilitation. *Biomed Tech (Berl.)* 2004;49:72-7.
- 42 Kalanovic D, Schurr MO. Innovation requirements for telemetric sensor systems in medicine: results of a survey in Germany. *Min Invas Ther & Allied Technol* 2004;13:68-77.

Radius Surgical System® and Conventional Laparoscopic Instruments in Abdominal Surgery- Application, Learning Curve and Ergonomy

Gacek IA*, Manukyan G**, Waseda M**, Torres-Bermudez JR**, Schostek S***,

Gaspari AL*, GF Buess**

* Department of Surgery University of “Tor Vergata” in Rome, Italy

** Minimally Invasive Surgery Department, Eberhard Karls University in Tübingen, Germany.

***Tuebingen Scientific GmbH, Tübingen, Germany

Abstract:

Minimally invasive surgery (MIS), also called “key-hole surgery”, small incisions are used for accessing the operation site. The still actual problems of MIS are: limited degrees of freedom (DOF) of conventional laparoscopic instruments, the indirect visual and haptic feedback, and the limitation of the space of the operation field.

The advent of robotic surgery using laparoscopic instruments with 6 DOF, automatization, 3D vision systems, and ergonomic handle concepts shows great promise for overcoming several of the problems of MIS.

Radius Surgical System® (Tuebingen Scientific Medical GmbH, Tübingen, Germany) [RSS], used in this study is a manual manipulator for laparoscopic surgery with two additional DOF and new ergonomic handle for laparoscopic or thoracoscopic surgery.

Materials and methods: This project was conducted in cooperation between Department of Surgery University of “Tor Vergata” in Rome, Italy, and Minimally Invasive Surgery Department, Eberhard Karls University in Tuebingen, Germany.

Two types of procedures were performed in laparoscopic pelvi trainer: gastrointestinal anastomosis [GI](with previously prepared ex vivo pouch of pig’s stomach) and hepatico-jejunostomy [HJ](ex vivo pig’s liver) using RSS and CLD. Time of operation, bursting pressure, diameter of anastomosis, and angles of hands and thorax position during procedures were measured.

Results: Fifteen GI were performed by RSS and 15 by CLD. Learning curve as the mean duration of the procedure of gastrointestinal anastomosis was 39,8

min (SD ±12.33 min) for the conventional laparoscopic device, and 38,93 min (SD ±9,76 min) for RSS. Learning curve was the fastest in the first part of GI. After that, the mean time needed for performance was nearly the same. The GI performed with the RSS appeared to be larger than those performed with CLD (mean value: 29,4 mm vs. 27,87 mm, p<0.0356).

Thirteen HJ were performed using the RSS. Mean time of this procedure was 33,38 min (SD ± 8.0056) with a median value of 31 minutes. Two anastomoses had leakage.

Conclusion: The new instrument with additional degrees of freedom could be a very good device for complicated surgical approaches as anastomosis, but exact training and learning curve should be performed to reach good results and facility of using new instruments.

Key words: Learning curve, DOF, Radius Surgical System, laparoscopic gastrointestinal anastomosis, laparoscopic training, ergonomomy.

System chirurgiczny Radius® oraz tradycyjne narzędzia laparoskopowe w chirurgii jamy brzusznej – Zastosowania, Uczenie trajektorii oraz ergonomia.

Streszczenie:

Chirurgia mało inwazyjna (MIS) zwana również “chirurgią przez dziurkę od klucza” pozwala na dostęp do pola operacyjnego przez małe nacięcia w powłokach skórnych pacjenta. Wciąż aktualne problemy i wyzwania stojące przed MIS to: ograniczona liczba stopni swobody tradycyjnych narzędzi laparoskopowych, niebezpośrednie sprzężenie obrazu i czucia oraz ograniczenie przestrzeni roboczej.

Rozwój zrobotyzowanej chirurgii przy użyciu narzędzi laparoskopowych o 6 stopniach swobody, automatyzacja pracy, system wizyjny 3D i ergonomiczny interfejs chirurga tworzą obiecujące perspektywy rozwiązania wielu ograniczeń dotychczasowej MIS.

System chirurgiczny Radius® (Tuebingen Scientific Medical GmbH, Tübingen, Germany) [RSS], przedstawiony w niniejszej pracy jest manualnym manipulatorem z dodatkowymi 2 stopniami swobody i nową bardziej ergonomiczną rękonożką.

Materiały i metody: Projekt ten został przeprowadzony w wyniku współpracy pomiędzy Wydziałem chirurgii Uniwersytetu “Tor Vergata” w Rzymie oraz

Oddziału chirurgii małoinwazyjnej Uniwersytetu Eberharda Karlsa w Tuebingen (Niemcy). Dwa rodzaje procedur chirurgicznych zostały zrealizowane na opracowanym stanowisku treningowym: zespolenia żołądkowo-jelitowy (na bazie przygotowanym *ex vivo* żołądkach świńskich) oraz wytworzenie przetoki wątrobowej (HJ) (*ex vivo* wątroby świńskie) przy użyciu RSS oraz CLD. Podczas operacji zostały mierzone: czas zabiegu, ciśnienie pęknięcia, średnica nacięcia, wartości kątów położenia rąk oraz klatki piersiowej.

Wyniki:

15 zabiegów GI wykonano przez RSS i 15 z użyciem CLD. Wskaźnik uczenia jako średni czas trwania procedury zespolenia żołądkowo-jelitowy wyniósł 39,8 min (Odch.Std: $\pm 12,33$ min) dla tradycyjnego narzędzia laparoskopowego oraz 38,93 min (Odch.Std $\pm 9,76$ min) dla RSS. Wskaźnik uczenia osiągnął wartości max. w pierwszej części GI a następnie średni czas przeprowadzenia procedury był prawie jednakowy. GI wykonane przy użyciu RSS wydały się większe niż te osiągnięte przy CLD (wartość średnia: 29,4 mm vs. 27,87 mm, $p < 0,0356$)

13 HJ zostały wykonanych przy użyciu RSS. Średni czas zabiegu to 33,38 min (Odch.Std. $\pm 8,0056$) a mediana była równa 31 min. Zespolenia zakończyły się wyciekami.

Wnioski:

Nowe narzędzie z dodatkowymi stopniami swobody może okazać się bardzo dobrym narzędziem, szczególnie dla przeprowadzania skomplikowanych procedur jak np. anastomosis?, jednak warunkiem powodzenia jest skuteczna faza ucząco-treningowa użycia nowego instrumentu.

Minimally invasive surgery (MIS) has become a key element in today's surgery and is considered to be the standard for many surgical procedures. In MIS, also called "key-hole surgery", small incisions are used for accessing the operation site. This on the one hand leads to desirable effects such as smaller scars and less pain compared to open surgery, which is the reason for the popularity of MIS among patients. The lower postoperative recovery time and the good results are the most convenient arguments for surgeons to use this technique, also for difficult surgical procedures such as the laparoscopic Wipple operation.

On the other hand, the use of MIS holds significant drawbacks due to the limited access ports. The armamentarium of MIS mainly comprises instruments having a long and rigid shaft, and visual feedback is provided indirectly by a camera system. Thus a surgical procedure performed laparoscopically usually needs

more time than in conventional open surgery, and also has high demands on the surgeon's training.

Key problems of MIS are correlated to the limited degrees of freedom (DOF) of conventional laparoscopic instruments, the indirect visual and haptic feedback, and the limitation of the space of the operation field. Several studies have shown that tasks such as the estimation of the stiffness or the shape and surface structure of objects can be performed best by using bare hands, then by using instruments for open surgery, and then by using laparoscopic instruments. In addition, video-analyses have shown that during laparoscopic procedures surgeons have difficulties in applying the appropriate grasping force to the tissue, resulting in slippage or damage to the tissue (1).

Also ergonomics of laparoscopic instruments is an important issue. One of the most common problems in laparoscopic approaches by surgeons performing the operations is the adequacy of laparoscopic instrument design and reported fatigue, pain and neurapraxia that can be caused in a surgeon's hand. (2)

The benefit for the patients is a key driver for the further development of MIS. Through new technologies and new equipment, laparoscopic procedures are becoming safer and easier, and the field of application of the minimal access strategy is broadened by being used in new surgical tasks. The advent of robotic surgery using laparoscopic instruments with 6 DOF, automation, 3D vision systems, and ergonomic handle concepts shows great promise for overcoming several of the problems of MIS. Surgeons are able to perform laparoscopic surgeries with more facility and precision. But the high expenditures necessary to purchase and maintain such systems currently limits the use of robotic surgery to specialized surgical centres.

Materials and Methods:

This study was performed in Minimally Invasive Surgery Department, Eberhard Karls University in Tübingen, Germany. Two types of procedures were performed in laparoscopic pelvi trainer (Richard Wolf Company): gastrointestinal anastomosis (GI)(with previously prepared *ex vivo* pouch of pig's stomach) and hepatico-jejunostomy [HJ](*ex vivo* pig's liver). These two procedures were done using two types of instruments: Conventional Laparoscopic Devices [CLD](Richard Wolf GmbH, Knittlingen) and Radius Surgical System® [RSS](Tübingen Scientific GmbH, Tübingen).

A novel manual laparoscopic manipulator, the Radius Surgical System® (Tuebingen Scientific Medical GmbH, Tuebingen, Germany), was developed aiming at facilitating complex manoeuvres by providing a deflectable and rotatable tip at lower cost compared to robotic systems by using a sophisticated handle concept (Fig nr 2b) which enables the surgeon to manually control the

two additional DOF (Fig nr 1). This instrument system has shown to ease surgical procedures in small cavities such as the pelvic or the perigastric cavity and to be instrumental in complex suturing tasks like very fine anastomosis procedures due to less traction and improved manoeuvrability of the needle. Interchangeable Endo-Effectors give the possibility to change the end of the instrument very quickly during the operation.(Fig nr 2a)

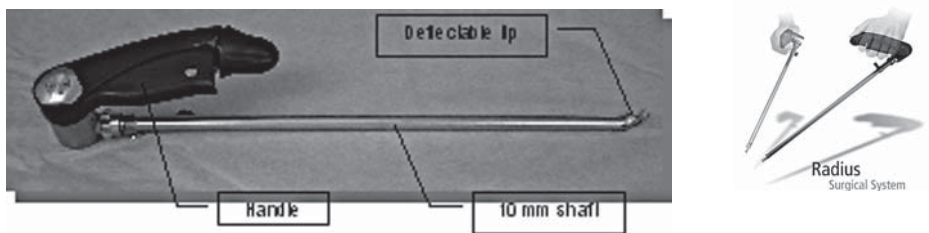


Fig nr 1
Radius Surgical System® (Tuebingen Scientific Medical GmbH, Tuebingen, Germany): schem and hand position



Fig nr 2a Interchangeable Endo-Effectors



Fig nr 2b Ergonomic handle of Radius Surgical System.

Pelvi trainer and trocars position

All operations were performed in the pelvi trainer (Richard Wolf Company): the abdominal cavity established by a metal mesh that is anatomically shaped similar to an insufflated human body. The abdominal wall is represented by a neoprene meadow that is attached to the metal mesh.(Fig nr 3) Trocars can be introduced at any desired position. The upper part of it was used for the fixation of the stomach pouch in the external position.

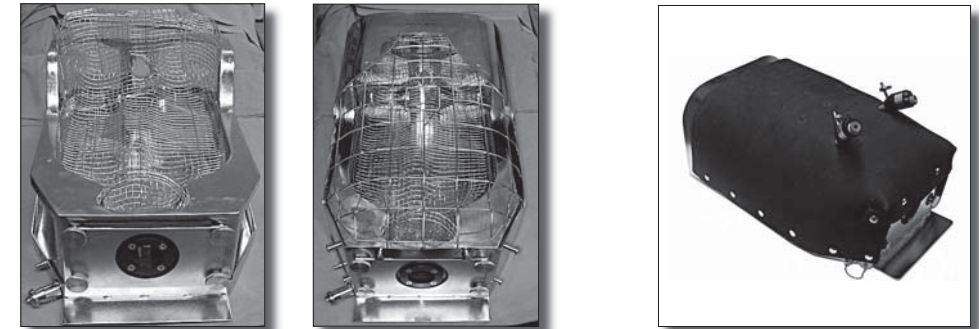


Fig nr 3 Pelvi trainer (Richard Wolf Company)

Trocar position in the pelvi trainer for the procedure of **Gastro-intestinal Anastomosis** was (see Figure nr 4):Optics position central in “umbilicus” side, Two other trocars on the both sides of the optic two other trocars in on the both sides of the optics and 15 cm above the optic. The fourth trocar, for the fixation of the stomach, was positioned under the “processus xiphoideus” side (upper middle part of the pelvi trainer net).

Trocar position for the procedure of **Hepaticojejunostomy** was, as shown in Figure nr 5: Optics in the umbelculus side and two trocars for the laparoscopic instruments: first in the horizontal line of optic trocar and 15 cm left from it, second one 10 cm upper in vertical line from the optic and then 5 cm to the right side.

A three-chip camera was connected to a 10 mm, 30° endoscope fixed by the Endofreeze system (Aesculap AG & Co. KG, Tuttlingen, German) (Fig nr 5). This system is an universal endoscope and instrument positioner featuring simple and stable positioning of surgical devices in all required ways. It is a rapid build-up system that may be used for solo-surgery. These two holding instruments permitted the Solo-Surgery operation and experiment performance without assistant's help.

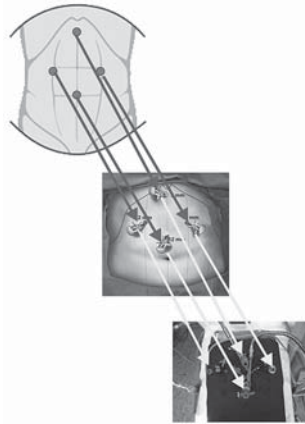


Fig nr 4 Trocar position for GI

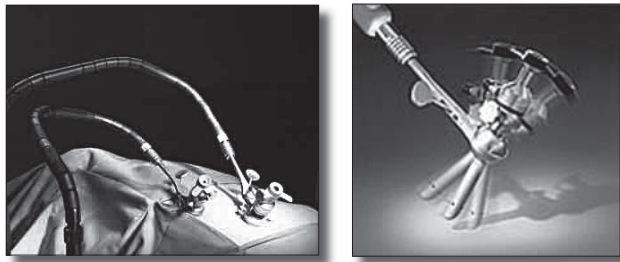


Fig nr 5 Endofreeze system (Aesculap AG & Co. KG, Tuttlingen, Germany)

Gastro-intestinal Anastomosis

In the experiment, the technique for the gastric bypass was performed that is normally used in laparoscopic bariatric surgery. The stomach pouch was prepared before the execution of the experiments and made of pig's stomach cut in vertical and horizontal direction (about 5cm x 5cm) and sutured. The amount of gastric pouch was about 20-25 cm³. It was fixed to the pelvi trainer by 2 stitches on the oesophagus in the outside part of the trainer's mesh. The intestinal gap was fixed to the posterior wall of the pelvi trainer on the mesenterial part of it.

The technique for hand-sewed gastrointestinal anastomosis: The PDS 3.0 or Ethibond 3.0 continuous submucosal suture was placed on the posterior wall of the stomach (posterior aspect of anastomosis) and the posterior margin of the jejunum. Then the stomach and jejunum was cut near the margin of posterior suture, the 30 French tube was placed from the esophagus through the anastomosis edge of the stomach and intestine and the other continuous suture was performed (the anterior part of the anastomosis).(fig nr 6)

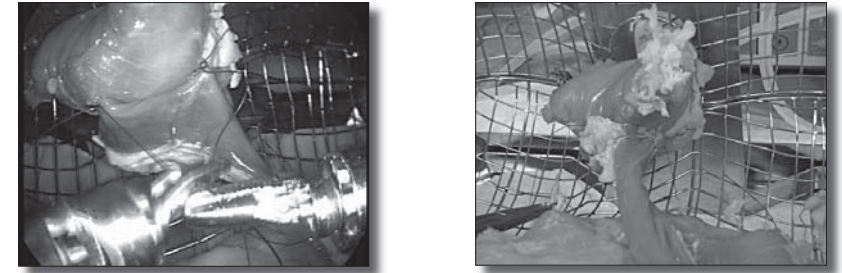


Fig nr 6 Gastrointestinal anastomosis procedure in pelvi trainer with RSS

Hepatico-jejunostomy technique:

This anastomosis was performed only by the Radius Surgical System®. One biliary duct or choledocus (the diameter was about 5-9 mm) of the pig's liver was prepared and the end to side hepaticojejunostomy was performed as non continuous full thickness Vicryl 4.0 anastomosis (see Fig nr7 and 8)

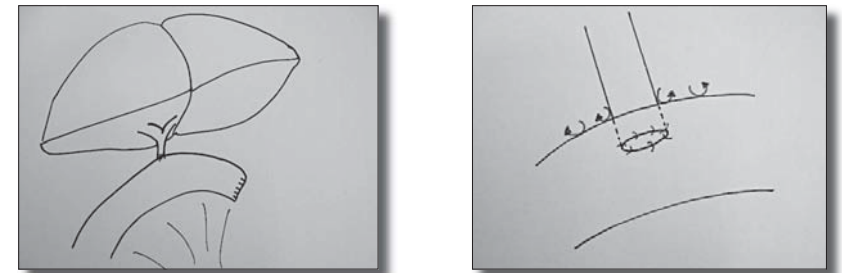


Fig nr 7 Hepaticojejunostomy - scheme



Fig nr 8 Hepaticojejunostomy

Angles of work of the hand: the measurement of angles of both superior extremities was measured: between axis of Arm and Forearm (A/F), axis of Forearm and Hand in Flexion and Extension (F/H flex/exten), Ulnar deviation, arm and Thorax axis (A/T)

Operating table height was 75 cm at the middle point and 57 cm at the operator's site, the angle of inclination of the table was 10°. The angles were measured by means of photographs by a Software called 'Geodreieck'.

Statistical Methods

All data were expressed as mean ± SD and median. The statistical analysis was performed using the Student t test, and correlation test. "p" value less than 0,05 was considered to be significant.

Results

Between March and December 2006, 38 gastro-intestinal anastomoses have been performed in a phantom model using pig's stomach. The organ was prepared as a pouch. The anastomoses were done by one operator with small experience in using both conventional laparoscopic devices and Radius Surgical System® (about 20 hours both). Initially, in the three anastomoses as the right instrument: Radius universal needle holder and left: CLD pinset was used due to the better grasping properties of CLD instrument by thick stomach wall.

As shown in the Fig nr 9 and 10, the time of the procedures declined with the numbers of anastomoses. Fig nr 9: Time of performance of gastro-intestinal anastomosis

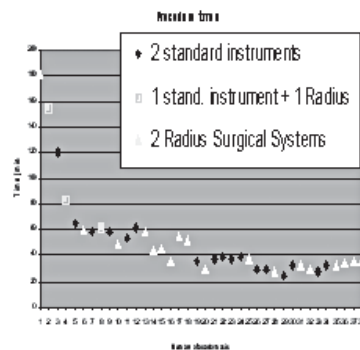


Fig nr 10 Time and learning curve for gastro-intestinal anastomosis.

The difference between two groups in time of performance of the anastomosis had no statistical difference. First 8 anastomoses were not considered in the statistical evaluation, because of the standardization process for preparing the exact experimental scheme.

For the Conventional Laparoscopic Device, the mean operation time was 39,8 min (SD ± 12,33 min), and for RSS 38,9333 min (SD ± 9,76 min) (see Table nr 1)

Current solutions are very complex



Table nr 1 Time of performance and diameter of Gastrointestinal

Mean diameter of the anastomoses in CLD Group was 27,87 mm (SD ± 2,03), and in RSS Group 29,4 mm (SD ± 1,764). (see Table 1)

The difference between two groups in time of performance of the anastomosis had no statistical difference. The diameter of the anastomoses was significantly higher in RSS group with less SD as in the CLD group (p=0.0356).

In 7 of the gastrointestinal anastomosis performed with Conventional laparoscopic instruments, leakage occurred at a pressure of less than 20 cmH₂O, other 8 had bursting pressures of more than 20 cmH₂O. Nine anastomoses performed using RSS were without leakage at more than 20 cmH₂O pressure, in other 6 anastomoses leakage appeared at a pressure of less than 20 cmH₂O. There was no statistical difference between these two groups in leakage frequency.

Mean value of bursting pressure in the CLD group without leakage was 72,78 cmH₂O (±29,8), in the RSS group 107,78 cmH₂O (±14,8136). The bursting pressure in the CLD group was lower than in the RSS group which the maximal value of bursting pressure being 130 cmH₂O.

Hepaticojejunostomy

13 hepaticojejunostomies were performed using the Radius Surgical System. Mean time of this procedure was 33,38 min (SD ± 8,0056) with a median value of 31 minutes. The shortest operation lasted 26 minutes, the longest 57 minutes.

The mean diameter of the anastomoses were 7.08 mm (SD ± 1.443), median 7,5 mm. Minimal diameter of hepaticojejunostomy was 4 mm, and maximal 9 mm.

There were on average 8.08 stitches performed during this operation (SD ± 0,996), median was 8 stitches. Maximal number of stitches was 10 and minimal 7.

Ergonomy:

Value of the angles of superior extremity using RSS and CLD shows Table nr 2.

Angles between (°)	RSS	CLD
A/F	120	150
F/H	160 in extension	160 in flexion
T/A right	30	45
T/A left	20	30
Ulnar Deviation F/H	160	130

Table nr 2: Angles of superior extremity position using RSS and CLD. A: arm, F: forearm, T: thorax, H: hand

Discussion:

The development of modern technology, since the end of the second millennium, has contributed significantly to advancements in the field of surgery (3). From new technique of operation, laparoscopic surgery to robotic surgery and now to the “no scar” intervention, surgery became a very demanding and exciting field. Surgeons always have sought methods to develop new operations, but many times have been limited by technological barriers. To perform operations in restricted spaces, surgeons need to increase facilitation through improving instrument design. Current robotic surgical systems provide articulated instrument wrists with seven degrees of freedom, tremor filtration, motion scaling, graded tip-effector grasping abilities, and ergonomic hand motions. The still existing problems of robotic surgery are:

- The tactile feedback is still restricted, thus not providing the same amount of information about the target tissue as it is provided in open surgery or also, in a little bit less amount, in laparoscopic surgery (4).
- The costs for purchasing and maintaining robotic systems are very high. This impedes such expensive systems to be used in many hospitals.

That’s why many organisations try to develop and produce laparoscopic instruments the cost of which are less than the cost of robotic equipment and which help to perform minimally invasive surgery easier and safer.

The Radius Surgical System® offers two additional DOF and gives the possibility to perform many operations with a more precise suturing. In this study we have shown the application of the Radius Surgical System® in gastrointestinal anastomosis and a very delicate procedure like hepaticojejunostomy with good ex vivo results. The first few in vivo applications in the gastrointestinal surgery such as gastric banding have shown very promising results (www.tuebingen-scientific.de). In laparoscopic hernia repair, as described by Inaki et al (5), RSS enables more precise suturing and stronger sutures by using more DOF and strong fixation of the mesh to the inguinal ligament with a possible lower recurrence rate.

Also in gynecological and urological surgery, the laparoscopic device with additional DOF could be applicated to very challenging procedures such as urovesical anastomosis (www.tuebingen-scientific.de)

The learning curve for laparoscopic procedures in gastrointestinal anastomosis is long and the possibility of training is not always given. In our study the learning curve as the duration of the procedure of gastrointestinal anastomosis was 39,8 min (SD ±12.33 min) for the conventional laparoscopic device, and 38,93 min (SD ±9,76 min) for RSS. The difference between these two durations of the procedure had no statistical significance. The reason for this situation could be the experience of the operator in performing these procedures. For the beginner, the learning curve for both types of instruments in gastrointestinal anastomosis was similar in this specialty. Based on these results, the use of the RSS seems not to be more difficult than using CLD. The other reason for the same initial time of the learning curve is that the particular conventional laparoscopic instrument used, the Gold Pince from Richard Wolf GmbH, is curved and long, so the end of the instrument is better visible and the grasping of tissue is more comfortable. Also the needle holder of the conventional laparoscopic instruments easier takes the needle in the correct way. The learning curve for the procedures of gastrointestinal anastomosis is very long as shown in many studies (6,7,8). To achieve good results, between 75-100 and as much as 500 cases are needed, according to the literature. The most frequent complication is leakage. In bariatric surgery, long and permanent training is the basis for the successful operation. The IFSO statement declared that obesity surgery should be learned from an experienced surgeon, defined as “one who has performed at least 200 bariatric surgical procedures and has 5 or more years experience” (9). As shown in this part of experiments, the learning curve was the fastest in the first part of gastro-intestinal anastomosis. After that, the mean time needed

for performance was nearly the same. Tokington's et al (10) findings have been that the fastest rate of learning occurs early and subsequent significant improvements occur over a longer period of time.

One complication of gastrointestinal anastomosis is leakage that occurs after this operation in 0% to 19% (11,12,13), but in a high volume study the leakage percentage is between 0% to 5%.

The manual gastrointestinal anastomosis, as shown by some authors, has a lower risk of leakage, although surgeons believe that mechanical anastomosis is more secure than the manual one. But as shown in studies of Ballesta-Lopez et al (7), laparoscopic Roux-en-Y gastric bypass with totally hand-sewn anastomosis is a safe and effective technique for surgical treatment of morbid obesity, but it has also a very long learning curve. To begin performing this procedure can be discouraging, even by surgeons with high laparoscopic experience. Furthermore, the laparoscopic totally hand-sewn anastomosis have other advantages such as lower risk of gastrointestinal bleeding, lower wound infections (14) as well as lower operative costs.

In our experience with both types of instruments, there was no difference between the number of anastomoses with leakage or without ($p > 0.05$), but the bursting pressure was higher in the group of RSS anastomoses without leakage. The higher bursting pressure of an anastomosis may be caused by more exact and vertical suturing pathway of the needle that is guided by the flexed radius end-tip. This rotation permits more exact entrance of the needle and less traction force. This tears less tissue.

Stricture of the gastrointestinal anastomosis occurs in 5-12% (15,16). Some studies present the higher incidence of gastrointestinal anastomosis after circular stapler application (12), other reviewing the case series on stenoses, revealed that stapled anastomoses give better results than the hand-sewn type (11). The opinions on the stricture of the anastomoses are various. In our study, the gastrointestinal anastomoses performed with the RSS appeared to be larger than those performed with CLD (mean value: 29,4 mm vs. 27,87 mm, $p < 0.0356$). One problem of CLD in performing anastomosis was the angle of the instrument tip, since it was unable to deflect the tip result in a difficult manipulation angle in some situations, which makes retro-maneuvers nearly impossible. Also, 4 DOF do not permit the exact vertical needle insertion in the tissue. That could be a reason for the smaller diameter of the anastomoses made by CLD. As shown in a studies conducted by Waseda et al and Inaki et al (17,18) the Radius Surgical System® has the additional quality of 2 DOF and in these studies the stitch precision was better than by using conventional laparoscopic devices.

Hepaticojejunostomy

The procedure of endoscopic hepato-biliary bypass is very demanding to the surgeon. Very narrow operating space and small and delicate organ structures make suturing more complicated. Suturing required for accomplishing this procedure demands unequivocally advanced laparoscopic skills (19). That's why the additional 2 degrees of freedom provided by the Radius Surgical System® could be very helpful in this type of operation.

As shown in our study, exact and delicate surgery as hepaticojejunostomy could be performed successfully using RSS. Some surgeons prefer the gallbladder bypass to the bile duct bypass, because of the ease with which gallbladder bypass can be accomplished compared with bile duct bypass. Maybe the additional DOF provided by the RSS give the surgeon new possibilities in performing such challenging operations as the bile duct bypass, solving the problem of inadequate instruments and low dexterity with conventional laparoscopic devices (20). Laparotomy, with prolonged recovery in patients with poor prognostic survival because of tumor metastases, may not offer the optimal opportunity for improvement in the quality of the patients' remaining life (21). Also benign biliary strictures (choledochal cyst and iatrogenic biliary stricture) operated laparoscopically appeared to be feasible, effective and safe, and with additional DOF provided by the Radius Surgical System®, laparoscopy could give proficiency in recovery time and a better quality of life after such a complicated operation as bilioenteric reconstruction.

Ergonomy

The adequacy of laparoscopic instrument design and the reported patterns of fatigue, pain, and neuropathia is still a field of research in minimally invasive surgery. The temporary injury of the lateral digital nerve of the thumb of an experienced laparoscopic surgeon (22) numbness on the lateral and distal aspect of the thumb (23) and pressure on the radial digital nerve of the thumb and the palmar branch of the median nerve (24) are the reported problems by surgeons using laparoscopic instruments. As shown by Berger (25), laparoscopic instruments cause excessive flexion and ulnar deviation of the surgeon's wrist during tissue manipulation. This occurs due to combined effects such as a fixed point of insertion through the body wall that does not permit the surgeon to alter his or her body and arm position to facilitate manipulation, and a large external arc of arm movement due to longer instruments. Also the excessive flexion of the wrist resulting in a decreased efficiency of forearm muscle action. As appeared in our experiment, two different design of laparoscopic devices made surgeons' work easier and decreased discomfort in the arms. As shown in the pilot study of Lawson et al (26), standard laparoscopy during gastric bypass

is accomplished with more physical discomfort because of non-ergonomic position of upper extremities performing repetitive awkward movements. The angles of work with RSS and CLD seem to be more comfortable and ergonomic for RSS. The angle between Thorax and Arm and ulnar deviation favourite less stressful work for the muscles of the arm.

Conclusions:

The new instrument with six degrees of freedom give a promising results and with exact training and enough long learning curve surgeon could use the additional degrees of freedom to perform complicated approaches such as anastomosis with more facility and less complications.

Bibliography:

- 1 The influence of force feedback and visual feedback in grasping tissue laparoscopically E. A. M. Heijnsdijk, A. Padeloup, A. J. van der Pijl, J. Dankelman and D. J. Gouma.. *Surg Endosc.* 2004 Jun;18(6):980-5
- 2 R. Berguer. Surgical technology and the ergonomics of laparoscopic instruments. *Surg Endosc* (1998) 12:458-462.
- 3 Robotic Systems and Surgical Education. Nicola Di Lorenzo, MD, PhD, Giorgio Coscarella, MD, Luca Faraci, MD, Dennis Konopacki, MD, Maurizio Pietrantuono, MD, Achille Lucio Gaspari, MD *JSLs* (2005)9:3-12
- 4 Robotic Surgical Training in an Academic Institution W. Randolph Chitwood, Jr., MD, L. Wiley Nifong, MD, William H. H. Chapman, MD, Jason E. Felger, MD, B. Marcus Bailey, MD, Tara Ballint, MD, Kim G. Mendleson, MD, PhD, Victor B. Kim, MD, James A. Young, MD, and Robert A. Albrecht, MD *ANNALS OF SURGERY* Vol. 234, No. 4, 475-486
- 5 Advantages of new manual suturing system including additional Degrees of Freedom; Buess GF, Inaki N, Waseda M, Burghardt J, Schurr MO, Braun M (in print)
- 6 D.Oliak, G.h. Ballantyne, P.Weber, A. Wasielewski, R.J. Davies, H.J. Schmidt. Laparoscopic Roux-en-Y gastric bypass *Surg Endosc* (2003) 17: 405-408
- 7 C.Ballesta-Lopez, I.Poves, M.Cabrera, J.A. Almeida, G. Macias Learning curve for laparoscopic Roux-en-Y gastric bypas with totally hand-sewn anastomosis *Surg Endosc* (2005) 19: 519-524
- 8 P.Schauer, S. Ikramuddin, G. Hamad, W Gourash The learning curve for laparoscopic Roux-en-Y gastric bypass in 100 cases *Surg Endosc* (2003) 17: 212-215
- 9 S.Sauerland, L. Angrisani, M. Belachew, J.M. Chevallier, F. Favretti, N. Finer, A. Fingerhut, M. Garcia Caballero, J.A. Guisano Macias, R. Mittermair, M. Morino, S. Msika, F. Rubino, R. Tacchino, R. Weiner, E.A.M. Neugebauer. Obesity Surgery- Evidence-based guidelines of the European Association for Endoscopic Suregry (E.A.E.S.) *Surg Endosc* (2005) 19: 200-221
- 10 J. Torkington, SGT Smith, BI Rees, A. Darzi. The role of the Basic Surgical Skills course in the acquisition and retention of laparoscopic skills. *Surg Endosc* (2001) 15: 1071-1075.
- 11 A.Z. Fernandez, Jr E. J. DeMaria, D.S. Tichansky, J. M. Kellum, L.G. Wolfe, J. Meador, H.J. Sugerma. Experience with over 3,000 open and laparoscopic bariatric surgery. *Surg Endosc* (2004) 18: 193-197
- 12 D.Oliak, G.h. Ballantyne, P.Weber, A. Wasielewski, R.J. Davies, H.J. Schmidt. Laparoscopic Roux-en-Y gastric bypass *Surg Endosc* (2003) 17: 405-408
- 13 J.S. Marshall, A. Srivastava, S.K. Gupta, T.R. Rossi, J. R. DeBord. Roux-en-Y Gastric Bypass Leak Complications *Arch Surg.* 2003;138: 520-524
- 14 Carucci LR, Turner MA, Conklin RC, DeMaria EJ, Kellum JM, Sugerma HJ. Roux-en-Y gastric bypass for morbid obesity: evaluation of postoperative extraluminal leaks with upper gastrointestinal series. *Radiology* 2006 Jan; 238(1): 119-27
- 15 Sanyal AJ, Sugerma HJ, Kellum JM, Engle KM, Wolfe L (1992) Stomal complications of gastric bypass: incidence and outcome of therapy. *Am J Gatsroenterol* 87: 1165-1169.
- 16 Schauer PR, Ikramuddin S, Gourash W et al. (2000) Outcomes after laparoscopic Roux-en-Y gastric bypass for morbid obesity. *Ann Surg* 232: 515-549
- 17 Advantages of new manual suturing system including additional Degrees of Freedom; Buess GF, Inaki N, Waseda M, Burghardt J, Schurr MO, Braun M (in print)
- 18 Waseda M, Inaki N, Torres Bermudez JR, Manukyan G, Gacek IA, Schurr MO, Braun M, Buess GF. Precision on Stitches - Radius Surgical System (Article in print)
- 19 DR Urach, CM Bell, LL Swanstrom, PD Hansen. Cohort Study of Surgical Bypass to the Gallbladder or Bile Duct for the Palliation of Jaundice due to Pancreatic Cancer. *Ann Surg* (2003) 237(1):86-93
- 20 PK Chowbey, V Soni, A Sharma, R Khullar, M Bijal. Laparoscopic hepaticojejunostomy for biliary stricture. *Surg Endosc* (2005)19: 273-279
- 21 AM Hamade, AZ Al-Bahrani, AMA Owera, AA Hamoodi, GH Abid, OI Bani Hani, S O'Shea, SH Lee, BG Ammori. Therapeutic, prphylactic, and preresection applications of laparoscopic gastric and biliary bypass for patients with periampullary malignancy. *Surg Endosc* (2005)19: 1333-1340
- 22 Majeed AW, Jacob G, Reed MW, Johnson AG (1993) Laparoscopist's Thumb: occupational hazard. *Arch Surg* 128:357.
- 23 Kano N, Yamakawa T, Kasugai H (1993) Laparoscopic surgeon's thumb *Arch Surg* 128:1172
- 24 Horgan LE, O'Riordan DC, Doctor N (1997) Neropraxia following laparoscopic procedures: an occupational injury. *Minim Invasive Ther Allied Technol* 6: 33-35.
- 25 Berguer R. Surgical technology and the ergonomics of laparoscopic instruments. *Surg Endosc* (1998) 12: 458-462.
- 26 EH Lawson, MJ Curet, BR Sanchez, R Schuster, R Berguer. Postural ergonomics during gastric bypass surgery: a pilot project. *Journal of Robotic Surgery*

Verification of Forward Kinematics and Trajectories for the Robin Heart Master Tool

Vera Z. Pérez, Paweł Kostka, Arkadiusz Kandora,
Zbigniew Małota, and Luis B. Gutiérrez

V. Z. Pérez is with the Department of Electronic Engineering, Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, Colombia. (e-mail: vera.perez@upb.edu.co); Bioengineering Center:

<http://convena.upb.edu.co/~bioingenieria/index.html>

A. Kandora is with the Foundation for Cardiac Surgery Development, Zabrze, Poland. (e-mail: kierrhs@tlen.pl); URL: FCSD: <http://frk.pl>

L.B. Gutiérrez, is with Department of Electronic Engineering in Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, Colombia. (e-mail: lbgutie@ieec.org); URL: Grupo de Automática y diseño:

<http://amasd.upb.edu.co/>.

Z. Malota is with the Foundation for Cardiac Surgery Development, Zabrze, Poland. (e-mail: zmalota@frk.pl);

P. Kostka is with the Foundation for Cardiac Surgery Development, Zabrze, Poland. (e-mail: pkostka@polsl.pl);

Abstract

A system to verify the forward kinematic and the trajectories for the Robin Heart master device - performed by the Foundation for Cardiac Surgery Development (FCSD) - was implemented. The system consists of hardware based on incremental encoders connected to a data acquisition card and software programmed in Matlab and LabView to create an interface between the system and the user. The system verifies the position of the tool tip when different values for the joints are configured. The visualization of trajectories is also possible after saving a routine of movements made by the user.

Index words:

Data acquisition, Forward kinematics, Master system, Simulation, Trajectories

Weryfikacja Kinematyki i Trajektorii Narzędzia Typu Master Telemanipulatora Robin Heart.

Streszczenie:

Praca przedstawia implementację kinematyki opracowanej dla zadajnika Master telemanipulatora Robin Heart, zaprojektowanego i wykonanego przez Fundację

Rozwoju Kardiologii w Zabrze. System składa się z części sprzętowej, wyposażonej w przyrostowe czujniki impulsowo-obrotowe podłączone do karty akwizycji sygnałów oraz części programowej w środowisku Matlaba i LabView, realizującej blok interfejsu użytkownika oraz przeliczeniowy. System wyznacza i weryfikuje pozycję końcówki narzędzia na podstawie wartości zmiennych konfiguracyjnych. Off-line wizualizacja otrzymanej trajektorii jest również możliwa.

I. INTRODUCTION

The Robin Heart project, a robotic telesurgical system developed by the Foundation for Cardiac Surgery Development (FCSD) has the three fundamental components of teleoperated devices: master system, slave system and control [1, 2].

This article presents a system to verify the forward kinematic analysis of the Robin Heart master and visualizes its trajectories.

The paper is organized as follows: section II presents the description of hardware, including the configuration of the robot and its kinematic analysis, the description of sensors, and the characteristics of data acquisition card; section III presents the explanation of software, showing the data acquisition process and the verification process; section IV presents the results of verification and the operation of software visualizing the trajectories and section V presents some discussion and conclusions.

II. HARDWARE

The master tool has movement sensors mechanically coupled. These sensors are connected to a data acquisition card and then to a USB port of a PC, as seen in Fig. 1.



Fig. 1. Hardware of the evaluation system

A. Configuration of robot

The Robin Heart master tool, shown in Fig. 2, is a mechanical development in aluminum with 4 joints: 3 of them rotational and 1 of them prismatic. Each joint includes a sensor to detect the position of the master according to surgeon's hand movement.

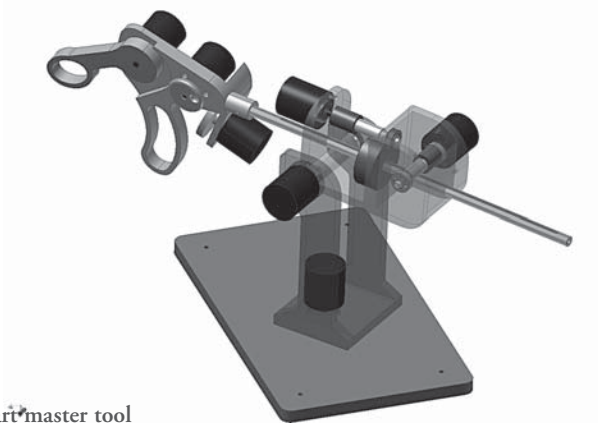


Fig. 2. Robin Heart master tool

The developed model took into account that even though the system has seven degrees of freedom (DOF) only four of them are considered given because the movement of the grasper does not affect the final position of the master.

The forward kinematic analysis of the master system using the Denavit Hartenbergs' algorithm was presented in a previous work [3] obtaining the relations presented in (1), (2) and (3):

$$x = d_3 \sin(q_2) \cos(q_1) + L_2 \cos(q_2) \cos(q_1) \quad (1)$$

$$y = d_3 \sin(q_2) \sin(q_1) + L_2 \cos(q_2) \sin(q_1) \quad (2)$$

$$z = -d_3 \cos(q_2) + L_2 \sin(q_2) + d_1 \quad (3)$$

B. Sensors

The sensors used in the Robin Heart master are optical encoders. Each of these sensors allow for the measurement of rotational movement of each axis. The application of encoders is found generally in control movement systems. There are two kinds of optical encoders: incremental encoders and absolute encoders [4]. Robin Heart system works with incremental encoders.

Absolute encoders generate a unique code for each position, generally using the gray code. In this case, it is possible to know the final position if the initial position is unknown.

Incremental encoders, although they do not determine absolute position, have greater resolution and are generally more affordable. One incremental encoder has 3 signals, A channel, B channel and Index. They are used to gauge the position of the encoder. There is a 90 degree displacement between A signal and B signal. If A leads B, then the movement of the encoder is in one direction and, if B leads A, then the movement of the encoder is in the opposite direction, as seen in Fig. 3. The Index channel indicates a reference position.

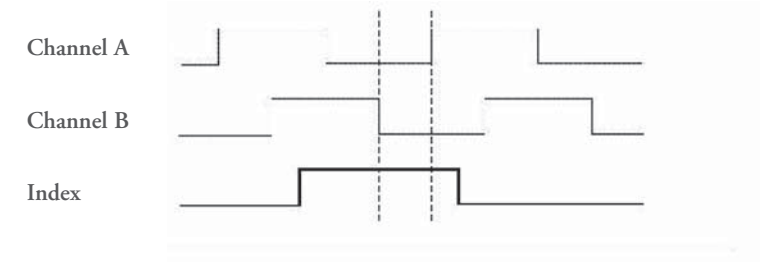


Fig. 3. Wave form of encoder

Incremental encoders (SIMEX reference GI328.060422) were used for this project. Table 1 shows the different ratios according to the mechanisms used to couple the robot with the sensors.

TABLE I. RELATION OF COUPLES IN THE RH MASTER SYSTEM

JOINT	MECHANISM	RELATION
Joint 1	Warm gear	17:75
Joint 2	Warm gear	17:75
Joint 3	Rolling pin	15:10.35
Joint 4	Disc	R=10.35

The principal characteristics of these encoders are:

- Resolution: 1000 pulses / revolution
- Voltage: 10-30 V

C. Data acquisition card

The card used in the project was a USB 6009 by National Instruments, Fig. 4.



Fig. 4. Data acquisition card USB 6009

Taken from: Low-Cost Multifunction DAQ for USB [in line]< <http://www.ni.com/pdf/products/us/20043762301101dlr.pdf>>. [Consult: March 1th 2006]

This card has the advantages of being small, highly portable, affordable and multifunctional. Some characteristics are [5]:

- 14 bits of input resolution
- Maximum sampling rate of 48 KS/s
- Input range of ± 1 to ± 20
- Output resolution of 12 bits
- Output rate of 150 Hz
- Output range of 0 to 5V
- 12 digital I/O lines
- 1 counter of 32 bits
- Trigger digital

As it is possible to see in these specifications, this card is not specialized in reading encoders and only has one counter, as a result, it was necessary to use the analog input of the card, utilizing 10 V for the sensors and reading A channel and B channel for each encoder. So, the system works taking into account the limit frequency of the card. The connection of the system can be seen in Fig. 5.

III. SOFTWARE

A. Data acquisition

The data acquisition was done using LabView™ to receive the encoder signals. The frontal panel of this software is shown in Fig. 6, with the following parameters of configuration:

- 1) *Physical channels*: it is necessary to choose the device, in this case, the USB 6009 card and the channels in which are connected signals A and B of each

encoder. If the computer has more than one device by National Instruments installed, it is necessary verify which device is the USB 6009, with help of MAX, an additional program to facilitate the interface with the user.

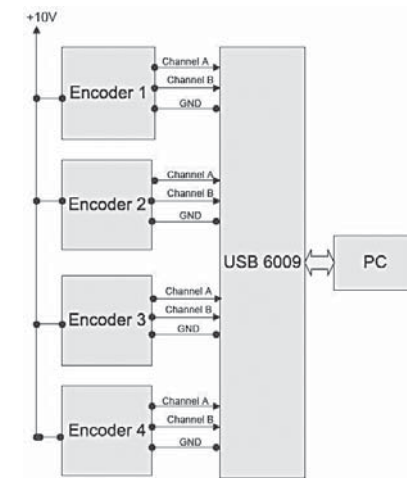


Fig. 5. Connection of the system

The connections between the channels and the encoder signals are the following:

- ai0: A channel of encoder 1
- ai1: A channel of encoder 2
- ai2: A channel of encoder 3
- ai3: A channel of encoder 4
- ai4: B channel of encoder 1
- ai5: B channel of encoder 2
- ai6: B channel of encoder 3
- ai7: B channel of encoder 4

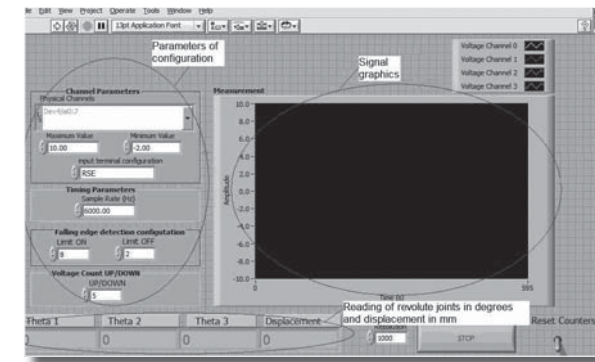


Fig. 6. Frontal panel of the acquisition system

2) *Maximum and minimum values*: These are the extreme values of voltage in the read signal. The encoders work between 10-30 V, but the card can only support up to 10 V; for that reason, the system was configured at 10 V as the maximum value and a small negative number as the minimum value.

3) *Input terminal configuration*: This parameter is to determine if the connections in the card are referenced at ground or if it is a differential connection between the inputs. This application is referenced at ground.

Additionally, there is one parameter of time:

4) *Sample rate (Hz)*: According to the specifications of the card, it can read at 48 KS/s. Nevertheless, this value must be divided equally among the number of channels. In this case, there are eight channels, so the maximum sample rate possible is 6000Hz.

It is necessary to create a configuration of falling edge detection, because the algorithm needs to know values to determine the falling edge of the signal, the moment when the signal changes from high level (1) to low level (0). Since the high or the low value voltages depend on the input range of the signal, it is necessary to create the following parameters for doing the configuration:

5) *Limit on*: This is the value of the signal on high. The limit on should be 10 because the development operates at that voltage, but because the signals are not perfect, a limit on value of 8 was assumed.

6) *Limit off*: It is the value of the signal on low. In theory this should be zero, but considering that these kinds of signals are not perfect, a value of 2 was placed in this parameter for this application.

Finally, there is a parameter for the pulse counter:

7) *Up/down*: This parameter is put in the middle of the range of the signal. In this case, the range is from 0 to 10V, so Up/down was set at 5.

Internally, the software works according to the block diagram of Fig. 7.

It was necessary to include one additional constant or scale factor for each joint to convert pulses to degrees. In table 1 can be seen the real values of the joints.

All the readings are saved in one *.m file in order to analyze them in Matlab and use them for the model verification and the creation of trajectories.

B. Verification of forward kinematics

With the expressions (1), (2) and (3), it is possible to calculate the final position of the tool tip knowing the angles of the first three DOF and the displacement of the last one.

The implementation in Matlab allows for the calculation of this final position and shows it using a GUI (Guide User Interface), in which the user can input

the values of each joint, can see the location of the tool tip in X, Y, Z axes taking into account the assigned coordinate system [3].

The user must follow the following steps:

- Move the sliders of each joint to configure the angles and the displacements.
- Visualize the representation of the master movement in the graphic of the GUI.
- When the determined values have been input, the user must push the FINAL POSITION button and the software will show this position in X, Y, Z.

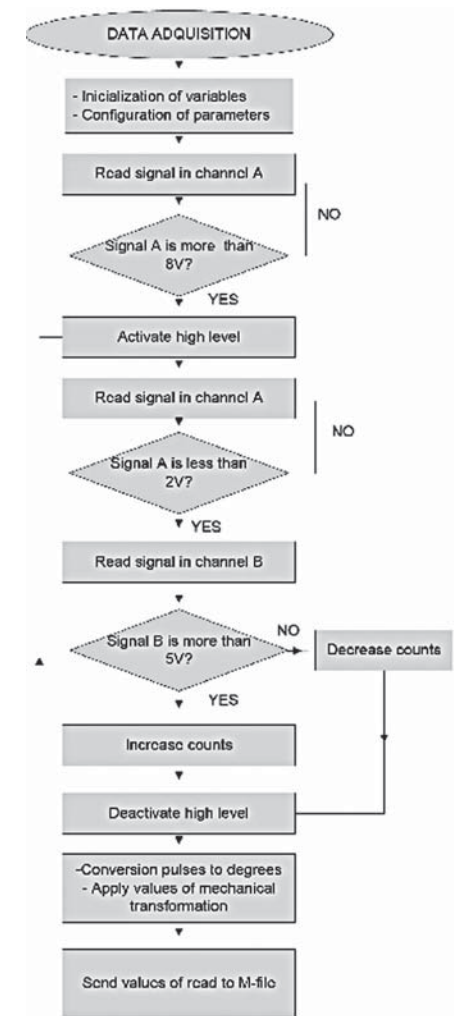


Fig. 7. Block diagram of the data acquisition implemented in LabView

This software can also read the data from LabView and visualize the trajectories made by the user on the real system. In this case, Matlab reads the file written by LabView in the data acquisition and reproduces those movements in the GUI, showing position of the tool tip.

The user only has to press the TRAJECTORY button and the software will work alone.

IV. RESULTS AND DISCUSSION

It was possible to verify the software performance by doing real measurements on the hardware. The verification was implemented sending the commands for moving the master tool to some specific points of its workspace. The system acquires the data of the movement and, after that; the final position shown by the software is corroborated with real measurements in the master.

Finally, the system was put to function in automatic mode and the visualization of trajectories to check the real trajectory executed was carried out.

The master system is not exempt from vibrations and this is one cause of error in the data acquisition. Nevertheless, it is important to take into account two aspects: (a) the resolution of the encoders is 1000 pulses/revolution and (b) there are mechanisms in each joint as shown in table 1. For those reasons, the error is, in most cases, not visible to the user.

In practice the system works correctly up to a frequency of 3 KHz. It is an acceptable frequency because the surgeon's movements generally are not very fast. Nevertheless, if in the future there is a need to work with a greater range of frequency, the following are some options to consider: (a) improve the acquisition using a Motion Control series card to read encoders; (b) use a card with the same number of counters as channels to read; in this case, 8 counters to read 8 lines of 4 encoders. The counters have a special advantage reading high frequencies, because they follow the signal until reaching each pulse and as a consequence the pulses are not lost despite the frequency increases; (c) it is possible to implement the encoder readings using a microcontroller with a block diagram similar to Fig. 7; as a result, the output of the microcontroller will not be affected by the change because it is able to work at a higher frequency than the data acquisition card.

V. CONCLUSIONS

The forward kinematics of the Robin Heart master system was implemented. The data was acquired utilizing the LabView software and verified using the the Matlab software. Different points in the workspace were chosen and the

verification system showed that the final position of the manipulator's tool tip was according to the calculation by the software. The trajectories shown by the software after the procedure correspond to the surgeon's hand movements.

Bibliography:

- 1 Podsedkowski, L., RobIn Heart 0,1, and 3 - mechanical construction development. Bulletin of the polish academy of sciences, 2005. 53(1): p. 79-85.
- 2 Nawrat, Z., et al., RobIn Heart - Development of Polish Cardio-Robot in 2003.
- 3 Pérez, V.Z., L.B. Gutiérrez, and A. Kandora, Modeling of the master in the bilateral control of the Robin Heart teleoperation system. 2007: p. 6.
- 4 Instruments, N. Using Quadrature Encoders with E Series DAQ Boards. 2006 [cited 2006 Dic. 2006]; Available from: <http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/4623>.
- 5 Datasheet USB 6009. [cited 2007 Feb 2007]; Available from: <http://www.ni.com/pdf/products/us/20043762301101dlr.pdf>.

A novel second generation Paclitaxel-Eluting Biodegradable Polymer Coated Stent (LUC-Chopin² Balton, Poland)

Milewski K, Buszman P, Trznadel S, Zurakowski A.

Śląski Uniwersytet Medyczny, Katowice.
Polsko-Amerykańska Klinika Serca, Ustroń.

Abstract:

The first Polish vascular stent was called Chopin. Authors present the first clinical experiment results of this new stent, covered by polymer, from which a paclitaxel anticoagulant medicine is released. Safety profile appeared excellent and we did not observe incidents of late stent thrombosis between 30 and 365 days of clinical follow-up. This is always encouraging for a new DES concept in view of recent concerns about excess late events with DES. Angiographically documented restenosis was comparable to previous experiences with paclitaxel and ischemia-driven revascularization rate was low.

Nowatorski Biodegralny Stent Drugiej Generacji, Pokryty Polimerem Paclitaxel-eluting (Luc-chopin² Balton, Poland).

Streszczenie:

Autorzy prezentują w pracy pierwsze wyniki eksperymentu kliniczne nowego stentu LUC-Chopin 2 pokrytego polimerem, z którego uwalniany jest lek antykrzepliwy paclitaxel. Zarejestrowano doskonały profil bezpieczeństwa oraz nie zaobserwowano wykrzepiania stentu między 30 a 365 dniem po implantacji. Angiograficznie udokumentowana restenoza była porównywalna z poprzednimi doświadczeniami z użyciem paclitaxalu. Tempo revascularizacji spowodowane ischemią było niskie.

Introduction

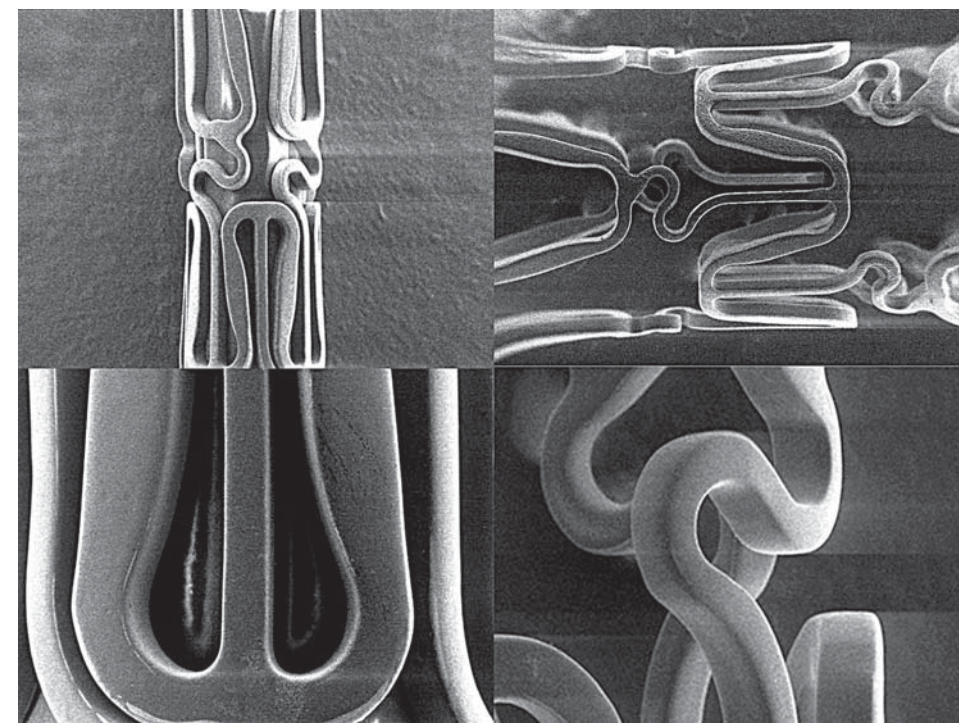
Efficacy of Drug Eluting Stents (DES) to prevent restenosis and to reduce risk of revascularization has been proven in numerous clinical trials. On the other hand, these stents simultaneously inhibit physiological healing process

of vessel's wall, lengthen inflammatory reaction and adversely affect the restoration of correctly functioning endothelium. We think that one possible cause for these adverse reactions might be negative influence of permanent presence of polymer used to coat the stent surface and elute the drug.

We assumed that this scenario can be potentially averted with the use of a biodegradable polymer. Recently, a novel, second generation drug eluting stent (LUC-Chopin² Balton, Poland) became available on the market which elutes antirestenotic drug- paclitaxel from a biodegradable coating.

About the stent

The Luc-Chopin² stent is covered with a mixture of polymers which total mass on a 3.0x15mm stent does not exceed 360 μg . In-vitro evaluations suggest that the coating degrades entirely in eight weeks. Analysis of Luc-Chopin² stent's surface structure before and after expansion shows uniform coating without peeling or fractures. Paclitaxel in dose 1,0 $\mu\text{g}/\text{mm}^2$ was chosen as a drug inhibiting neointimal proliferation.



Excellent coating integrity of LUC-Chopin² stent.

Preclinical studies in porcine coronary overstretch model demonstrated favorable safety with endothelialization appearing complete and inflammation significantly decreased between 1 and 3 months. At 1 month in the porcine model Luc-Chopin² stents effectively limited neointimal hyperplasia in comparison to control group (LL=0.48 ± 0,06 mm for steel stents vs. 0.15 ± 0.05 mm for Luc-Chopin² stents; p<0.05). At 3 months, „catch-up” effect in neointimal formation was observed similar to other preclinical studies evaluating stents eluting paclitaxel, sirolimus or tacrolimus. It is known that this lack of late efficacy in the pig coronary model does not preclude sustained efficacy in clinical trials.

First-In-Man registry

In First-In-Man feasibility multicenter registry performed in Poland we included 116 patients and confirmed, clinically and angiographically, the high safety profile and efficacy of the LUC-Chopin² stents in treatment of coronary lesions.

Methods

Adult patients (>18 years) with symptomatic coronary artery disease who had single „de novo” lesions (>50% DS) in native coronary arteries were enrolled to the study. Patients with contraindications to receive antiplatelet therapy, with active ulcer disease, hemorrhagic diathesis and non-cardiac disease, which could limit long-term survival, were excluded from study. Ostial lesions, unprotected left main disease or total occlusions were also excluded. Dual oral antiplatelet treatment was continued for 6 months. Percutaneous coronary intervention was performed using standard techniques. Predilation was not obligatory and depended on operator’s preferences. All angiograms were recorded digitally in DICOM format and subjected to analysis at an independent core laboratory (KCRI, Krakow, Poland).

Primary endpoints

Primary endpoints of study were angiographic features of restenosis in stented segments, evaluated in the 9-month follow-up coronary angiography, and clinically driven revascularization of the study stent including 5 mm margins (target lesion revascularization, TLR) in 12-month clinical observation. Clinically driven TLR was defined as: any stenosis > 70 % in target lesion or stenoses between 50 - 70 % in target lesion accompanied by stenocardial signs or symptoms.

Demographic data

Average age of studied population was 54 ± 21 years. Stable angina was present in 85.2% patients and diabetes in 21.7%. More demographic data of the studied population are showed in table.

Table 1. Demographic data

	n [%]
Male	85 [73.9 %]
Hypercholesterolemia	69 [60.0 %]
Smoking	65 [56.5%]
Diabetes	25 [21.7 %]
Hypertension	80 [69.5 %]
Previous myocardial infarction	43 [37.4 %]
Stable coronary disease	98 [85.2 %]
Unstable coronary disease	15 [13.0 %]
STEMI, NSTEMI	2 [1.8 %]

Procedural outcomes

Eighty one procedures (70,4%) were accomplished with direct stenting and 34 (29.5%) with predilation. In 78 procedures (67.8%) additional postdilation was done. Lesions characteristic and their localization are presented in Table 2.

Table 2. Lesions characteristic.

		n	%
Disease	Single-vessel	52	45.2
	Double-vessel	56	48.7
	Tri-vessel	7	6.1
Lesion type	A	12	10.4
	B ₁	49	42.6
	B ₂	45	39.1
	C	9	7.9

Long-term results

Angiographic restenosis rate was low (9,9%) for all lesions assessed after 9-month. Additionally there were two cases with borderline stenosis of ca 50%. The mean late loss for tested stents was 0.46 ± 0.47 . These results are satisfactory in view of rather complex lesions (47% were AHA class B2 and C).

What important, during 12-months follow-up there was no occurrence of death, stroke or necessity for surgical revascularization (CABG). Two cases of myocardial infarction occurred (1.9%). One was related to recent subacute stent thrombosis and another to restenosis. However, the early stent thrombosis was subacute and therefore did not seem to be related to degradation of coating, which is projected to last at least 8 weeks. Moreover, during observation time after Luc-Chopin2 implantation, low revascularization rate in stented vessels segments (TLR = 7.0%) was observed and only 3 of these patients (2.6%) have had re-intervention caused by refractory angina (chest pain). In the remaining 6 patients coronary angioplasty was primarily driven by angiographically confirmed restenosis at 9-months follow-up.

Table 3. Clinical events at 12 months follow-up.

	No. of patients	% of patients
Death	0	0
Myocardial infarction	2	1.9
Stroke	0	0
Thrombosis	1	0.9
- during hospitalization	1	0.9
- since discharge to 12 months	0	0
TLR before planned coronarography	3	2.6
MACE before planned coronarography	3	2.6
TLR based on control coronarography	5	4.9
TLR (all)	8	7.0
MACE (all)	9	7.8

The restenosis pattern was mild overall, with majority of affected patients showing stenosis of 50-70%. Only in two cases stenosis was more than 70%. There was no occlusive nor proliferative restenosis.

Summary

This first-in-man experience obtained in a multicenter registry of real world lesions treated with a novel LUC-Chopin2 stent eluting paclitaxel from bioabsorbable polymer has been positive overall. Safety profile appeared excellent and we did not observed incidents of late stent thrombosis between 30 and 365 days of clinical follow-up. This is always encouraging for a new DES concept in view of recent concerns about excess late events with DES. Angiographically documented restenosis was comparable to previous experiences with paclitaxel and ischemia-driven revascularization rate was low.

Conceptually, use of biodegradable polymer whose duration on the stent surface matches the period of antirestenotic action of the drug may provide improved safety profile by reducing late events related to persistent presence of polymer on the surface of the first-generation stents. It may consequently also shorten the obligatory period of double antiplatelet therapy, enhancing overall clinical and economical benefit. Therefore, this stent can be preferred in patients with increased risk of bleeding (elderly) or in patients scheduled for a surgery.

Degradation of glycosaminoglycans during heart valve prostheses preparing processes by means of tissue engineering techniques – should we prevent it?

Piotr Wilczek

Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii, Pracownia Bioinżynierii
Foundation of Cardiac Surgery Development, Zabrze, Poland.
email: wilczek@frk.pl

Abstract

AIM: Tissue engineering is a promising tool for the creation of new type of heart valve bioprosthesis. There are different methods of acellularization of the donor heart valve. The ideal acellularization method should remove all cells and leave the extracellular matrix (ECM) intact including the glycosaminoglycans (GAG). Because of the important role of the GAG, which can influence the durability of the prosthesis the aim of this study was to investigate the impact of different decellularization protocols on the GAG structure and the influence of cell reseeded procedure on the ability to reconstruct the GAG structure.

METHODS: The porcine aortic valve leaflets were divided into four groups treated with different acellularizations procedures. Additionally all the procedure were done in static and dynamic conditions. After decellularization process valve leaflets were seeded with endothelial cells (ATCC line CRL1730). The transmissions electron microscopy (TEM) method were used to observed the GAG structure

RESULTS: The matrix structure observed in bright field microscopy was well preserved and free of endothelial and interstitial cells. But the transmission electron microscopy revealed that independent on acellularizations methods the leaflets lacked glycosaminoglycans. After the cell reseeded procedure the reconstructions of the GAG were observed.

CONCLUSIONS: Despite the important role of the glycosaminoglycans within the ECM of the bioprosthesis, it is not clear, if regarding to the proper functions and durability of the prosthesis, the preparations procedure should maintain the native structure of the GAG, or the glycosaminoglycans from the donor tissue should be removed, to make possible to reconstruct the “autologous” GAG after recipient cell reseeded.

Degradacja glikosaminoglikanów w trakcie procesów przygotowywania protez zastawek serca z użyciem technik inżynierii tkankowej – czy należy jej zapobiegać?

Streszczenie.

Obejmując dużą grupę chorych, wady zastawek serca stanowią istotny problem kliniczny. Często jedynym skutecznym sposobem leczenia tej grupy pacjentów jest wszczepienie bioprotezy zastawki serca. Wobec ograniczeń jakie związane są ze stosowaniem komercyjnie dostępnych zastawek sercowych Inżynieria Tkankowa może stanowić niezwykle atrakcyjną alternatywę, zwiększającą nadzieję na stworzenie zastawki o parametrach zbliżonych do tkanki natywnej, a tym samym uzyskanie bioprotezy o większej trwałości.

W pracy opisano i porównano metody tworzenia bezkomórkowych rusztowań zastawek serca, które mogłyby służyć następnie do nahodowywania na nie komórek autologicznych.

Porównując różne metody usuwania komórek, zwracano uwagę w jaki sposób mogą one wpływać na ewentualne uszkodzenie struktury macierzy (ECM) zewnątrzkomórkowej, ze szczególnym uwzględnieniem zmian w obrębie glikozaminoglikanów (GAG).

Glikozaminoglikany jako jeden z głównych składników ECM, posiadają wielorakie funkcje, między innymi funkcję mechaniczną, promują migrację i proliferację komórek oraz ich różnicowanie, zabezpieczają również tkankę przed wapnieniem.

Z drugiej strony mogą stanowić istotny czynnik stymulujący procesy zapalne oraz reakcję immunologiczną.

Wobec tych zróżnicowanych funkcji glikozaminoglikanów, pojawia się pytanie czy w trakcie procesu przygotowywania bioprotez zastawkowych, należy starać się zachować nie naruszoną strukturę GAG, czy też w celu uniknięcia reakcji zapalnej należałoby usuwać GAG stwarzając jednocześnie warunki do ich odtworzenia przez nahodowane na rusztowania komórki autologiczne.

Wstęp

W chwili obecnej w wielu dziedzinach życia społecznego, obserwuje się coraz szersze zainteresowanie naukami biologicznymi, w szczególności biologią molekularną, biologią komórki, hodowlami komórkowymi i tkankowymi.

Biologia do niedawna bardziej kojarzona z nauką opisową, stała się nauką analityczną, w której do rozwiązywania problemów biologii eksperymentalnej znajdują zastosowanie podstawy współczesnej fizyki i chemii. W środowiskach związanych z medycyną pojawia się jednocześnie coraz silniejsza presja do praktycznego wykorzystania wiedzy biologicznej, co zaowocowało rozwojem nowych dziedzin takich jak biotechnologia czy bioinżynieria. Należy jednak pamiętać, że tego rodzaju przełom technologiczny niesie za sobą określone skutki społeczne, ekonomiczne, moralne. Budzące podziw nowe umiejętności, rodzą jednocześnie niepokój nad konsekwencjami, jakie może przynieść zdobyta wiedza. Często reakcją na odkrycia naukowców jest nie tylko podziw dla zdobytej wiedzy, ale strach i obawa przed jej niewłaściwym wykorzystaniem. Również biotechnologia stała się tą dziedziną wiedzy, która budzi równie duży niepokój, co nadzieje. Dziedzina ta znajduje coraz większe zastosowanie w medycynie, a jednym z takich zastosowań jest jej wykorzystanie w tworzeniu nowoczesnych zastawkowych protez serca.

Istotnym problemem dla prawidłowego funkcjonowania zastawek serca są przewlekłe zmiany degradacyjne tkanki, których konsekwencją mogą być zaburzenia ich funkcjonowania. Tego rodzaju zmiany degradacyjne mogą być inicjowane na etapie przygotowania bioprotez. Wydaje się, że zastosowanie technik inżynierii tkankowej może działać protekcyjnie na strukturę macierzy zewnątrzkomórkowej wpływając w ten sposób istotnie na zwiększenie trwałości tworzonych bioprotez.

Zastawki serca otrzymywane przy użyciu technik inżynierii tkankowej składają się z komponenty komórkowej oraz rusztowania, na którym osadzone są komórki biorcy. Materiałem dla tworzenia rusztowań może być tkanka biologiczna pochodząca od dawcy, poddana procesowi acellularyzacji czyli procesowi enzymatycznego lub chemicznego usuwania komórek. Skuteczna acellularyzacja powinna pozwolić na całkowite usunięcie komórek przy jednoczesnym zachowaniu nienaruszonej struktury macierzy zewnątrzkomórkowej, w tym glikozoaminoglikanów (GAG). W zastawkach serca glikozoaminoglikany pełnią istotną rolę w zachowaniu właściwych funkcji mechanicznych tkanki, wspomagają migrację i proliferację komórek oraz zapobiegają procesowi wapnienia zastawek.

Celem prowadzonych badań było określenie stopnia zmian degradacyjnych w obrębie macierzy zewnątrzkomórkowej, przy zastosowaniu różnych metod acellularyzacji tkanek, ze szczególnym uwzględnieniem zmian w obrębie glikozoaminoglikanów. Praca miała również na celu określenie zdolności do resyntezy GAG przez komórki nahodowywane na acellularne struktury. Uzyskane wyniki mogą pomóc w określeniu, w jakim stopniu zmiany degradacyjne bioprotez zastawkowych po ich wszczepieniu, mogą być inicjowane na etapie przygotowania tkanek.

Materiał i Metody

Acellularyzacja płatków zastawek

Zastawki świńskie pobierano, a następnie transportowano w płynie Hanks; a (Gibco, HBSS cat. no. 24020091). Zastawki aortalne były preparowane do 2 godzin od pobrania. Wstępnie oceniano w nich fenestracje, obecność złogów tłuszczowych, obrzęki oraz inne zmiany patologiczne.

Po wypreparowaniu zastawki przenoszono do kąpeli antybiotykowej zawierającej PBS, 1% Difflican (Pfizer), 1% Cyiprobay (Bayer) na okres 24h w temp. 4°C. Po kąpeli antybiotykowej zastawki były płukane w roztworze PBS, a następnie poddane procedurom acellularyzacji stosując następujące metody: a) cykliczne zamrażanie i rozmrażanie tkanek; b) 12h inkubację w NaCl w połączeniu 1/2h inkubacją w 0,5% SDS (sodium dodecyl sulphate - BDH, kat. nr. 442152V); c) 48h inkubację w roztworze Trypsyna/EDTA (0,5 g/l trypsyny świńskiej oraz 0,2 g/l EDTA w roztworze HBSS (Hank's Balanced Salt Solution - Sigma, kat. nr. T3924); oraz d) 15 minutowa inkubacja w SDS w połączeniu z inkubacją w roztworze Trypsin/EDTA.

Badanie histopatologiczne i morfologiczne z wykorzystaniem technik mikroskopii świetlnej oraz transmisyjnej mikroskopii elektronowej.

Fragmenty tkanki do badań w mikroskopii świetlnej utrwalano w 99% alkoholu etylowym i zatapiano w bloczkach parafinowych. Przy użyciu mikrotomu rotacyjnego cięto je na fragmenty o grubości 5µm. Tkanki zastawki barwiono przy użyciu roztworu hematoxyliny i eozyny (H-E), a następnie otrzymane preparaty obserwowano z użyciem mikroskopu Reichert Polyvar 2. Oceniano skuteczność procesu acellularyzacji, stopień zmian morfologicznych w obrębie macierzy oraz skuteczność zasiedlania przez komórki bezkomórkowych konstruktyw.

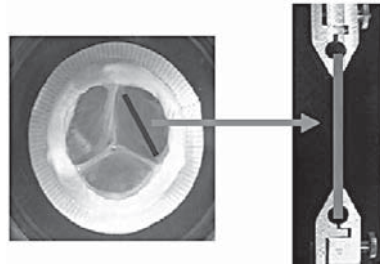
Transmisyjna mikroskopia elektronowa (SEM) - ocena zmian w obrębie glikozaminoglikanów

Fragmenty tkanek przeznaczone do badań w TEM barwiono zgodnie z metodyką Simionescu [1]. Płatki zastawek utrwalano w 0,1M buforze kokadylowym o pH 7,2 zawierającym 0,2% błękit toluidyny O, po czym inkubowano je w tych warunkach, w temperaturze 4°C przez noc. Po inkubacji płatki zastawek przepłukiwano w 0,1 M buforze kokadylowym o pH 7,2 zawierającym 0,2% błękit toluidyny O. Następnie preparaty inkubowano przez 1h w 1% OsO₄ w 0,1M buforze kokadylowym o pH 7,2 zawierającym 0,2% błękit toluidyny O. Następnie próbki traktowano przez wzrastające stężenia etanolu, przenoszono do tlenku propylenu i zanurzano w EPON-nie. Ultra cienkie skrawki (80 nm) barwiono z użyciem octanu uranylu i cytrynianu,

a następnie analizowano z użyciem mikroskopu transmisyjnego JEOL JEM 1200EX TEM przy napięciu 80 kV. Zastosowanie błękitu toluidyny O jest efektywne dla oceny zmian morfologicznych w obrębie macierzy zewnątrzkomórkowej, w tym dla oceny zmian w obrębie glikozaminoglikanów.

Testy Biomechaniczne

Dla badanych zastawek natywnych i acellularnych wykonywano jednoosiowe testy naprężeń. Płatki zastawek cięto w sposób pokazany na Ryc. 1:



Ryc. 1. Sposób przygotowania próbki dla jednoosiowych testów naprężeń.

Fragmenty płatków zastawek przeznaczone do badań wycinano w kierunku obwodowym. Każdorazowo mierzono grubość i długość próbki. Stosunek długości do szerokości wynosił 1:10. Do badań wykorzystano uniwersalną maszynę do testów mechanicznych (MTS Synergy 400), do analizy danych wykorzystano oprogramowanie TestWorks® (MTS Systems Corporation, Eden Prairie, MN, U.S.A.)

Pokrywanie komórkami acellularnych płatków zastawek

Do nahodowywania acellularnych rusztowań „*in vitro*” stosowano fibroblasty linii L929 (ATTC linia CCL-1). Komórki hodowano w naczyniach hodowlanych o powierzchni wzrostu 75cm² w medium 199 suplementowanym 20% surowicą cielęcą - FBS (Gibco kat. nr. 10106169), 0,01mg/ml bFGF (basic Fibroblasts Growth Factor - Sigma F0291) w temperaturze 37 °C w inkubatorze z 5% przepływem CO₂. Medium hodowlane zmieniano w odstępach 2-3 dniowych. Po osiągnięciu konfluentnej monowarstwy, komórki trypsynizowano i zawieszano w pełnym medium hodowlanym.

Płatki zastawek przed nahodowywaniem płukano w PBS i preinkubowano w medium 199, suplementowanym jak podano powyżej, przez 72h. Następnie acellularne płatki zastawek przenoszono do naczyń wielodołkowych,

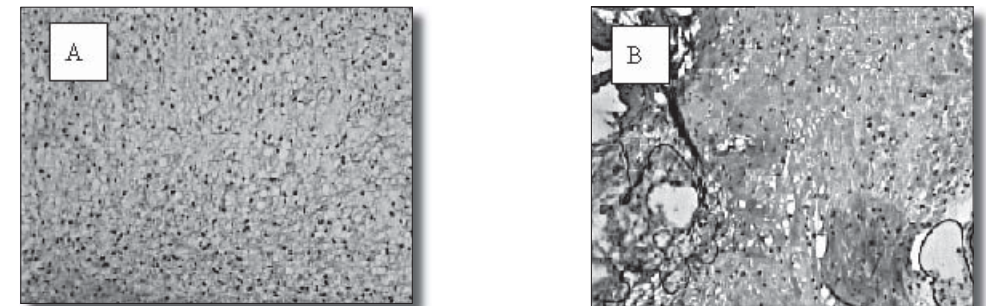
a przygotowaną uprzednio zawiesinę komórek umieszczano na powierzchni płatków. Przygotowane płatki zastawek pokryte komórkami hodowano w pełnym medium w standardowych warunkach. Po odpowiednim czasie hodowli tkanki badano z użyciem techniki mikroskopii świetlnej oraz TEM, w celu oceny zdolności zasiedlania przez komórki acellularnych płatków zastawek oraz możliwości resyntezy glikozaminoglikanów przez nahodowywane komórki.

Wyniki

Acellularyzacja

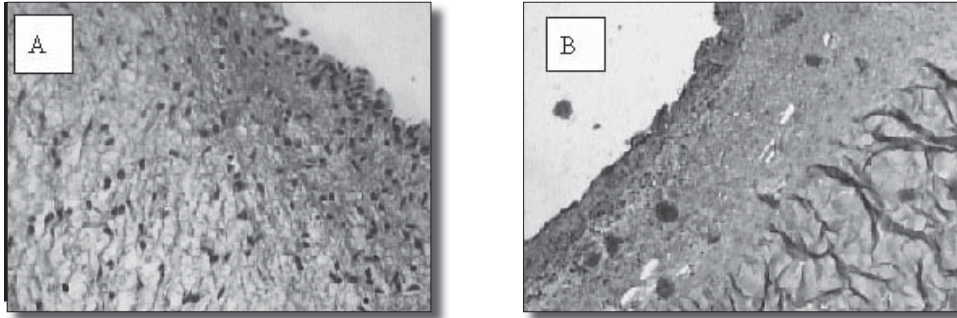
W płatkach zastawek grupy kontrolnej obserwowano typową dla tego rodzaju tkanki morfologię, nie obserwowano istotnych uszkodzeń macierzy zewnątrzkomórkowej (Ryc. 2A, 3A, 4A, 5A).

Po zastosowaniu procedury cyklicznego zamrażania i rozmrażania w obrębie macierzy zewnątrzkomórkowej obserwowano liczne nieusunięte komórki interstycjalne oraz fragmenty komórkowe. Dodatkowo obserwowano zmiany w macierzy zewnątrzkomórkowej, z widocznymi obszarami obrzęków tkanki (Ryc. 2 B).



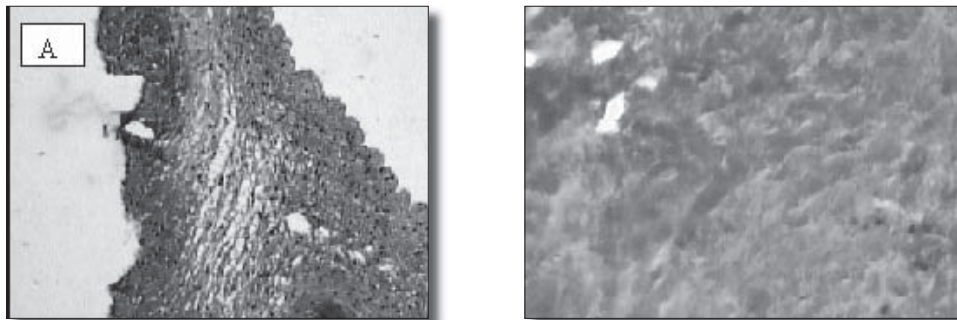
Ryc. 2. Obraz mikroskopowy płatków zastawki świńskiej poddanych procedurze acellularyzacji z zastosowaniem metody cyklicznego zamrażania i rozmrażania: A) tkanka natywna B) tkanka traktowana, z licznymi pozostałościami komórek widocznymi w obrębie macierzy zewnątrzkomórkowej

Zastosowanie inkubacji w roztworze NaCl w połączeniu z inkubacją w SDS skutkowało istotnymi zmianami macierzy zewnątrzkomórkowej, w tkance traktowanej, obserwowano również liczne fragmenty komórkowe (Ryc. 3 B).



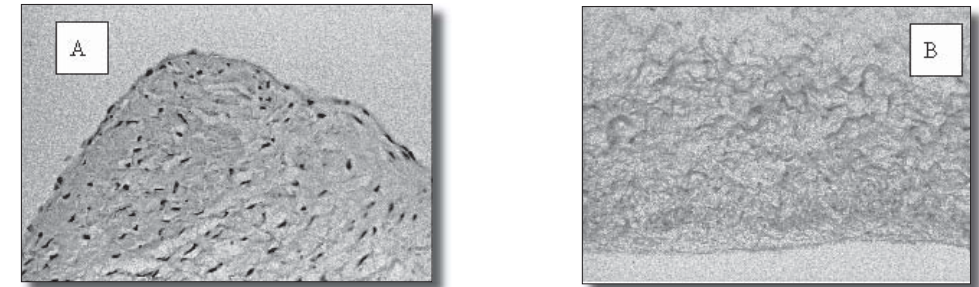
Ryc. 3. Obraz mikroskopowy płatków zastawki świńskiej poddanych procedurze acellularyzacji w obecności detergentu SDS oraz 12h inkubacji w roztworze NaCl A) tkanka natywna B) tkanka traktowana, z licznymi pozostałościami komórek widocznymi w obrębie macierzy zewnątrzkomórkowej.

Po 48h inkubacji w roztworze Trypsyna/EDTA obserwowano dobrze zachowaną strukturę macierzy zewnątrzkomórkowej. Jednak w części badanych płatków zastawek obserwowano komórki i fragmenty komórkowe nie całkowicie usunięte z traktowanej tkanki (Ryc. 4 B).



Ryc. 4. Obraz mikroskopowy płatków zastawki świńskiej poddanych procedurze acellularyzacji z zastosowaniem roztworu Trypsyna/EDTA: A) tkanka natywna B) tkanka traktowana, z pozostałościami komórek widocznymi w obrębie macierzy zewnątrzkomórkowej

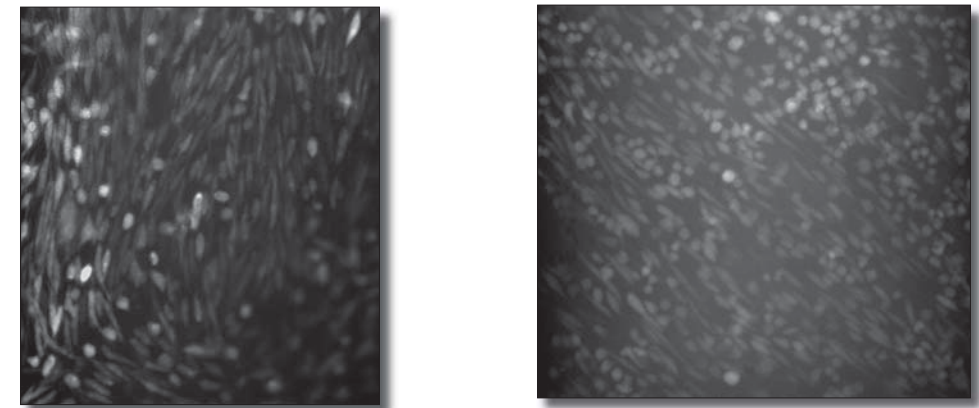
Metoda łącznej inkubacji w roztworze Trypsyna/EDTA wraz z 15 min inkubacją 0,5% SDS skutkowałą całkowitym usunięciem komórek i reszt komórkowych (Ryc. 5B). Obserwowano również dobrze zachowaną strukturę macierzy zewnątrzkomórkowej.



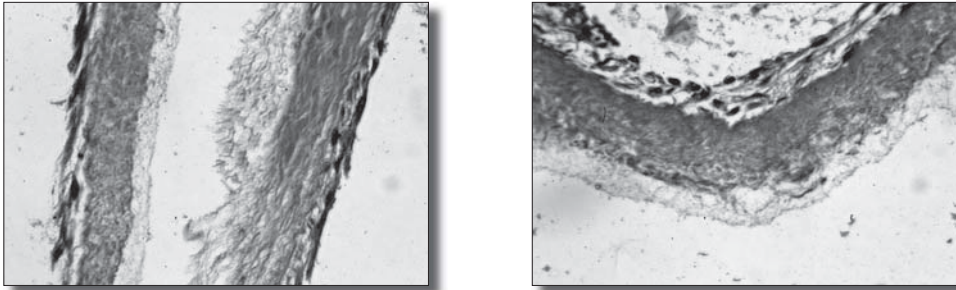
Ryc. 5. Obraz mikroskopowy płatków zastawki świńskiej poddanych procedurze acellularyzacji z zastosowaniem roztworu Trypsyna/EDTA w połączeniu z inkubacją w detergentie SDS: A) tkanka natywna B) tkanka traktowana, wszystkie komórki zostały usunięte, zachowana właściwa struktura macierzy zewnątrzkomórkowej.

Nahodowywanie komórek

Tylko fragmenty płatków zastawek, z których udało się w sposób całkowity usunąć komórki (płatki traktowane przy użyciu roztworu Trypsyna/EDTA, w połączeniu z inkubacją w SDS) zostały użyte w badaniach zdolności do nahodowywania komórek. We wszystkich badanych płatkach zastawek obserwowano tworzenie się jednolitej monowarstwy komórek już po 2 dniach hodowli. Potwierdzono to w obrazie histochemicznym (Ryc. 7) oraz w obrazie w mikroskopii fluorescencyjnej (Ryc. 6).



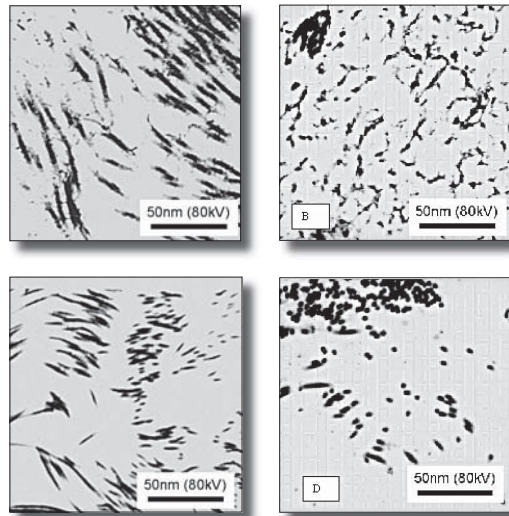
Ryc. 6. Obraz w mikroskopii fluorescencyjnej tkanek acellularnych z nahodowaną warstwą fibroblastów. Wszystkie nahodowane komórki są żywe (zielona fluorescencja) i wykazują prawidłową morfologię



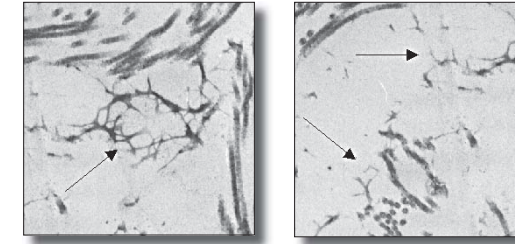
Ryc. 7. Obraz w mikroskopii świetlnej tkanek acellularnych z nahodowaną warstwą fibroblastów po około 2 tygodniowej hodowli.

Transmisyjna mikroskopia elektronowa - TEM - ocena zmian w obrębie GAG

Wszystkie zastosowane metody acellularyzacji płatków zastawek skutkowały usunięciem glikozaminoglikanów (GAG) - widoczne w tkance natywnej, jako struktury plastra miodu (Ryc. 8). Struktura kolagenu w tkankach natywnych i acellularnych traktowanych roztworem Trypsyna/EDTA wyglądały podobnie. W tkankach acellularnych, które pokrywano następnie warstwą fibroblastów, po około 2 tygodniowym okresie hodowli zaobserwowano odtwarzanie struktury GAG (Ryc.9).



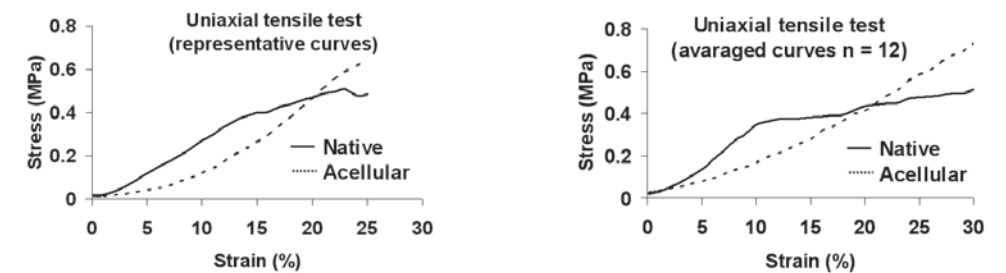
Ryc. 8. Obrazy TEM tkanki natywnej (A, B) i acellularnej (C, D) płatków zastawek serca. Obrazy A i C przedstawiają przekroje podłużne podczas gdy obrazy B i D przekroje poprzeczne. Wyraźnie widoczne zarówno w tkance natywnej jak i acellularnej włókna kolagenowe. W tkance natywnej, pomiędzy włóknami kolagenowymi uwidocznione są w postaci struktur plastra miodu glikozaminoglikany (GAG). Brak widocznych struktur o charakterze GAG (C, D).



Ryc. 9. Obraz mikroskopowy TEM. acellularnych płatków zastawek po około 2-tygodniowej hodowli z zastosowaniem fibroblastów linii L 929. Strzałki wskazują obecne pomiędzy włóknami kolagenowymi struktury o charakterze GAG, powstałe w wyniku ich resyntezy, przez nahodowane fibroblasty.

Jednoosiowy test naprężen.

Moduły elastyczności (elastyczny moduł) zarówno tkanki natywnej jak i acellularnej były podobne (Test T-studenta dla próbek niezależnych $n = 12$, $p = 0,42$). Jakkolwiek tkanki natywne i acellularne posiadały różną charakterystykę naprężenia i odkształcenia. Uwidacznia się to w przebiegu krzywych zwłaszcza w ich początkowym odcinku (Ryc.10). Porównując moduły ścinne tkanek natywnych i traktowanych, przy wartości naprężenia 5% moduł ścinny tkanek natywnych przybierał wyższe wartości (Test T-studenta dla próbek niezależnych $n = 12$, $p = 0,009$). Przy wartości naprężenia 10% i wyższych właściwości biomechaniczne tkanek acellularnych były zbliżone do tkanek natywnych.



Ryc. 10. Krzywa naprężenia i odkształcenia pokazująca biomechaniczną charakterystykę tkanek natywnych i acellularnych uzyskana w jednoosiowym teście naprężen.

Dyskusja

Wady zastawek serca stanowią w chwili obecnej istotny problem zarówno społeczny jak i kliniczny. W przebiegu tych chorób dochodzi do upośledzenia przepływu krwi przez zastawki. Mięsień sercowy zmuszony jest wtedy do wykonywania większej pracy w warunkach zwiększonego ciśnienia tak, aby zapewnić właściwy przepływ krwi do tkanek. Towarzyszą temu zwiększenie jam serca oraz niejednokrotnie zaburzenia rytmu serca. Następstwa wad zastawkowych rozwijają się powoli, początkowo bowiem skuteczne są mechanizmy wyrównawcze, z czasem jednak mechanizmy adaptacyjne okazują się niewystarczające, dochodzi wtedy do ujawnienia objawów klinicznych. Zmiany następowe obejmują między innymi: zwyrodnienie mięśnia sercowego, arytmie nadkomorowe, migotanie przedsionków, wtórnie uszkodzenie płuc.

Wady zastawek serca możemy podzielić na wrodzone oraz nabyte. W obydwu przypadkach, kiedy zawodzi leczenie zachowawcze koniecznym leczeniem z wyboru wydaje się być zabieg kardiochirurgiczny, polegający na implantacji bioprotezy zastawkowej w miejsce uszkodzonej zastawki. W chwili obecnej dostępnych jest szereg różnego typu bioprotez zastawkowych. Są to zarówno protezy mechaniczne jak i biologiczne. Te ostatnie mogą być pochodzenia odzwierzęcego tzw. ksenogenne lub też tworzone w oparciu o tkankę ludzką. Pomimo że w konstrukcji tych bioprotez stosowane są coraz to doskonalsze rozwiązania, zastawki stosowane obecnie nie są pozbawione wad, sprawia to, że ich trwałość jest niewystarczająca.

Problem ten wydaje się szczególnie istotny w odniesieniu do dzieci oraz młodych pacjentów. Postępująca degradacja implantowanej tkanki staje się przyczyną jej dysfunkcji, a w konsekwencji konieczności wykonania reimplantacji zastawki, czyli ponownego wszczęcia nowej protezy. W chwili obecnej dużą uwagę zwraca się na fakt, że większość zmian degradacyjnych macierzy zewnątrzkomórkowej, a więc białek kolagenowych i elastynowych tworzących rusztowanie dla komórek jest ściśle związana z etapem preparatyki i przygotowania zastawek biologicznych [1].

W prezentowanej pracy płatki zastawek sercowych poddawano modyfikacji poprzez stosowanie różnych metod acellularzacji tkanek. Efektywność tego procesu oceniano poprzez zdolność do całkowitego usuwania komórek oraz poprzez zakres zmian degradacyjnych w obrębie macierzy zewnątrzkomórkowej. Zaobserwowano, że w przypadku wielu powszechnie stosowanych metod acellularzacji tkanek, nie jest możliwe całkowite usunięcie komponenty komórkowej z tkanki natywnej, zarówno przy zastosowaniu metody mechanicznej (cykliczne zamrażanie i rozmrażanie) jak i w metod chemicznych. W badanym materiale obserwowano liczne pozostałości komórkowe lub fragmenty komórek. Ocena histopatologiczna wykazała istotny stopień uszkodzenia

struktury macierzy zewnątrzkomórkowej, z widocznymi w jej obrębie licznymi obrzękami.

Metodą optymalną z punktu widzenia zdolności do całkowitego usuwania komórek oraz zachowania nienaruszonej struktury białek kolagenowych i elastynowych była metoda enzymatyczna w połączeniu z metodą chemiczną, czyli inkubacja w roztworze Trypsyna/EDTA. Stosując tą metodę możliwe było usunięcie komórek z tkanki natywnej, jednocześnie w obrazie w mikroskopii świetlnej oraz w TEM nie stwierdzono istotnych zmian w obrębie białek macierzy zewnątrzkomórkowej, a właściwości biomechaniczne tych tkanek zbliżone były do tkanek natywnych. Jednak podobnie jak w przypadku pozostałych metod acellularzacji w obrazie TEM obserwowano utratę GAG z tkanek.

Z danych literaturowych wiadomym jest, że etap modyfikacji tkanek może prowadzić między innymi do utraty glikozoaminoglikanów z przestrzeni międzyfibrylarnej [2]. W trakcie chemicznej konserwacji zastawek biologicznych przy użyciu aldehydu glutarowego (GA), dochodzi do utraty GAG, co wynika z braku właściwej stabilizacji elementów macierzy zewnątrzkomórkowej [3]. Brak właściwej stabilizacji związane jest między innymi z utratą przez GAG-i funkcyjnych grup aminowych koniecznych do prawidłowego usieciowania tkanki. W trakcie preparatyki zastawek biologicznych może dochodzić również do spadku żywotności komórek budujących zastawkę. Wydzielane w trakcie śmierci komórkowej enzymy prowadzą również do degradacji macierzy zewnątrzkomórkowej, w tym GAG-ów [4, 5]. Innym czynnikiem decydującym o utracie glikozoaminoglikanów z tkanki mogą być czynniki czysto mechaniczne [6, 7]. Utrata GAG-ów prowadzi do zmian degradacyjnych tkanki, a w przypadku zastawek biologicznych do istotnego obniżenia ich trwałości [8]. Te hydrofilowe polisacharydy obecne w tkance łącznej odpowiedzialne są między innymi za właściwości mechaniczne tkanek, pełnią również rolę inhibitorów kalcyfikacji, a zatem czynników hamujących wapnienie [9, 10, 11].

W trakcie tworzenia bioprotez zastawkowych w oparciu o techniki inżynierii tkankowej, tkanki poddawane są licznym modyfikacjom. Usunięcie komórek w trakcie przygotowywania rusztowania kolagenowego wiąże się z jednoczesnym działaniem enzymów proteolitycznych oraz detergentów. Tkanka poddawana jest również działaniu czynników mechanicznych. Działanie enzymów proteolitycznych niezbędnych do przeprowadzenia procesu acellularzacji może prowadzić do zmian degradacyjnych w obrębie macierzy zewnątrzkomórkowej. Efekt ten może ulec nasileniu na skutek uwalniania z martwych komórek enzymów litycznych. Z drugiej strony wiadomym jest, że GAG-i, które odgrywają istotną rolę mechaniczną w zastawkach odpowiedzialne są również za stymulowanie procesów zapalnych oraz odpowiedzi immunologicznej. Mogłoby zatem okazać się, że zachowanie nienaruszonej struktury GAG-ów,

jakkolwiek korzystne z punktu widzenia mechaniki oraz procesów wapnienia, może okazać się mniej korzystne z powodu możliwości stymulowania reakcji immunologicznej prowadząc w ten sposób do degradacji tkanki.

Biorąc pod uwagę powyższe fakty podjęto również próbę oceny, w jakim stopniu możliwe jest zasiedlenie w układzie „*in vitro*” acellularnej struktury tkanek komórkami oraz oceny zdolności do resyntezy przez nahodowane komórki GAG. Wydaje się bowiem, że poznanie zachowania się GAG w trakcie procesów przygotowywania i konserwacji tkanek powinno się przyczynić do lepszego zrozumienia wpływu procesu konserwacji na strukturę tkanek, a tym samym przyczynić się do doskonalenia obecnie stosowanych bioprotez zastawkowych, co niewątpliwie jest korzystne dla pacjentów.

Zaobserwowano, że tkanki w sposób efektywny były zasiedlone przez nahodowywane komórki, które po około 2 tygodniach hodowli tworzyły na jej powierzchni jednolitą monowarstwę, jednocześnie po tym okresie hodowli obserwowano odtwarzanie się struktury GAG. Wydaje się, że dzięki tym procesom możliwe jest utrzymanie właściwych funkcji biomechanicznych w tworzonych bioprotezach. Resynteza GAG z jednej strony może przyczynić się do poprawy właściwości mechanicznych bioprotez zastawkowych oraz do obniżenia ryzyka wapnienia implantowanych zastawek, z drugiej natomiast, ze względu na autologiczny charakter odtwarzanych glikozaminoglikanów, może zmniejszać ryzyko stymulowania reakcji zapalnych i odpowiedzi ze strony układu immunologicznego, które mogłyby prowadzić do zmian degradacyjnych. Wydaje się, że procesy te mogą przyczynić się do zwiększenia trwałości tworzonych bioprotez sercowych.

Rodzi się zatem pytanie czy proces tworzenia bioprotez sercowych powinien być nakierowany w pełni za zachowanie struktury natywnej tkanki czy też powinien pozwalać na tworzenie struktury odbiegającej od tkanki natywnej, ale optymalnej dla możliwości aktywnych procesów remodelowania zarówno w warunkach „*in vitro*” jak i „*in vivo*”.

Podziękowania: Część prac badawczych wykonano za pomocą mikroskopu AxioObserver - sfinansowanego z projektu Rozbudowa Wyposażenia Naukowego Badawczego dla potrzeb laboratorium Biotechnologii CD. WKP_1. /1.4.3/ 2/2005/67/186/373”

Bibliografia:

- 1 Simionescu DT, Lovekamp JJ, Vyavahare NR. Degeneration of bioprosthetic heart valve cusp and wall tissues is initiated during tissue preparation: an ultrastructural study. *J Heart Valve Dis.* 2003 March; 12(2): 226-234.
- 2 Simionescu DT, Lovekamp JJ, Vyavahare NR. Glycosaminoglycan-degrading enzymem in porcine aortic hart valves: implications of prosthetic hart valve degradations. *J Heart Valve Dis.* 2003 March; 12(2): 217-225.
- 3 Schoen SJ, Levy RJ, Tissue hart valves: current challenges and future research perspectives. *J Biomed Mater Res.* 1999; 47: 437-465.
- 4 Simionescu DT, Simionescu A, Deac R. Detections of remnant proteolytic activities In unimplanted glutaraldehyde - treated bosine pericardium and explanted cardiac bioprostheses. *J Biomed Mat Res.* 1993; 27: 821-829.
- 5 Hopwood D. Some aspects of fixations with glutaraldehyde. A biochemical and histochemical comparisions of the effect of formaldehyde and glutaraldehyde fixation on varius enzymes and glycogen, with a note of penetrations of glutaraldehyde into liver. *J Anat.* 1967; 101: 83-92.
- 6 Vyavahare N., Ogle M., Schoen SJ., Zand R., Gloeckner DC., Sacks M., Levy RJ. Mechanizm of bioprosthetic hart valve failure: Fatigue causes collagen denaturations and glycosamine loss. *J Biomed Mater Res.* 1999; 46: 44-50.
- 7 Mako WJ., Calabro A., Ratlif NB., Vesely I. Loss of glycosaminoglycans (GAGs) from implantem bioprosthetic hart valves. *Circulation.* 1997; I-155: 863.
- 8 Talman EA., Boughner DR., Glutaraldehyde fixation alters the internal shear propoerties of porcine aortic heart valve tissue. *Ann Thorac Surg.* 1995; 60(2 suppl.):S 369-S373
- 9 Jorge-Herro E., Fernandez P., Gutierrez M., Castillo-Olivares JL. Study of the calcifications of bosine pericardium: Analysis of implications of lipids and proteaglycans. *Biomateriale.* 1991; 12: 683-689.
- 10 Strates B., Lian JB., Nimni ME. Calcification In cardiovascular tissue and bioprostheses. Nimni ME (ed.). *Collage* 1989; volume III. Biotechnology. CRC Press, Boca Raton FL, 1989: 274-292.
- 11 Lovekamp J., Vyavahare N. Periodate-mediated glycosaminoglycan stabilization in bioprosthetic hart valves. *J biomed Mater Res.* 2001; 56: 478-486.

Analiza metod pomiaru chwilowej objętości krwi w pozaustrojowej komorze wspomagania krążenia POLVAD

M. Darlak⁽¹⁾, M. Gawlikowski⁽¹⁾, D. Komorowski^(1, 2), R. Kustos⁽¹⁾

(1) Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii, Pracownia Sztucznego Serca, Zabrze, Polska

(2) Politechnika Śląska, Instytut Elektroniki, Zakład Mikroelektroniki i Biotechnologii, Gliwice, Polska

Abstract:

One of particular metrological problem during heart supporting by ventricular assist device is measurement of VAD output function. It can be realized by temporary liquid volume estimation contained in blood chamber of the pump. During measurement method's invention the following physical phenomena were utilized: electric volumetric blood conductance, electric capacitance of system with various dielectric/conductor proportion, ultrasonic wave propagation in gas and acoustic noise spectrum transformation by resonant features of pneumatic chamber. Additionally examined method was pattern recognition of marked region, placed on external membrane's surface. In paper the detailed methods' description and examination results were presented.

The analysis of temporal blood volume measurement in extracorporeal ventricular assist device – POLVAD.

Streszczenie:

Jednym z głównych zagadnień metrologicznych podczas mechanicznego wspomagania krążenia jest pomiar rzutu pompy krwi (VAD), który może być zrealizowany przez pomiar chwilowej objętości cieczy w komorze krwistej pompy. Podczas analiz różnych metod pomiaru wykorzystywane były następujące zjawiska fizyczne: objętościowa elektryczna przewodność krwi, pojemność elektryczna systemu ze zmiennym stosunkiem ilości dielektryka

do przewodnika, propagacja fali ultradźwiękowej w gazie, transformowanie składowych harmonicznego szumu akustycznego przez właściwości rezonansowe komory pneumatycznej. Dodatkowo przebadana została metoda rozpoznawania obrazu znacznika naniesionego na zewnętrzną powierzchnię membrany. W publikacji zostały przedstawione szczegółowe opisy i wyniki analiz rozpatrywanych metod pomiarowych.

Cel

Podczas terapii z zastosowaniem mechanicznego wspomagania krążenia fundamentalne znaczenie ma znajomość faktycznego przepływu przez pompę krwi. Stosowany dotychczas sposób pomiaru ultradźwiękowego z sondą zakładaną na kaniulę jest niewygodny w praktyce klinicznej oraz niemożliwy do wdrożenia w systemie implantowanym. Ze względu na te ograniczenia rozpoczęto prace nad innymi rozwiązaniami. Celem podjętych badań było:

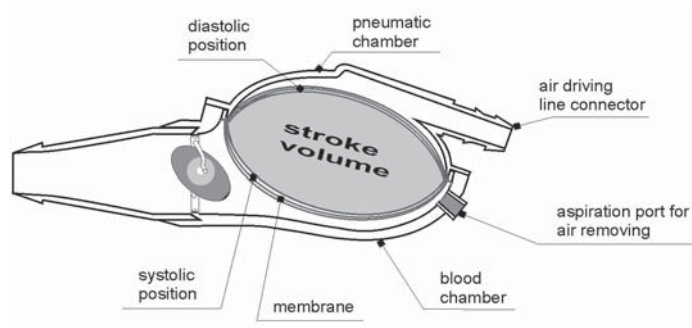
- znalezienie metody pomiarowej, pozwalającej na określenie chwilowej objętości krwi przepompowywanej przez komorę wspomagania krążenia POLVAD,
- ocena własności metrologicznych oraz możliwości technicznej realizacji i zastosowania klinicznego wybranych metod pomiarowych.

Dodatkowymi wymaganiami związanymi z obszarem zastosowań metody pomiarowej są: mały stopień inwazyjności, wysoki poziom bezpieczeństwa, niepewność pomiaru <10%. Ponadto niedopuszczalne są zmiany konstrukcji komory krwistej i membrany a ingerencja w część pneumatyczną jest ograniczona.

Materiał i metody

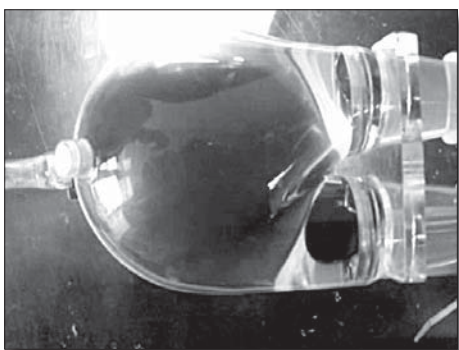
Specyfika obiektu pomiarowego

Opracowana w zabrzańskiej Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii pozaustrojowa komora wspomagania krążenia POLVAD-MEV (rys. 1) zbudowana jest z poliuretanowych czaszy (krwistej i pneumatycznej) rozdzielonych wielowarstwową membraną. Przepływ krwi kierunkowany jest dwoma zastawkami dyskowymi. Komora zasilana jest pneumatycznie pulsacyjną falą nadciśnienia (faza wyrzutu - systola) i podciśnienia (faza napełniania - diastola).

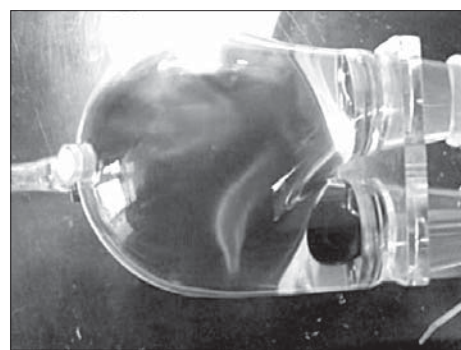


Rys. 1 Schemat budowy pozaustrojowej komory wspomagania krążenia POLVAD (FRK/ Zabrze)

Membrana zachowuje swój półsferyczny kształt tylko w momentach całkowitego wyłożenia się w kierunku powierzchni czaszy pneumatycznej lub krwistej, przy czym w żadnym wypadku membrana nie opiera się o powierzchnię czaszy. Podczas przechodzenia pomiędzy fazami całkowitego wyłożenia membrana fałduje się w sposób przypadkowy a największe jej zniekształcenia obserwowane są w momencie przechodzenia przez płaszczyznę rozdzielającą czasze pneumatyczną i krwistą (rys. 2). Zjawisko nieregularnego fałdowania się membrany jest głównym utrudnieniem podczas określania objętości bryły ograniczonej powierzchniami membrany i czaszy.



a - Koniec fazy tłoczenia: membrana całkowicie wyłożona w kierunku powierzchni czaszy krwistej



b - Początek fazy napełniania: membrana rozpoczyna ruch w kierunku czaszy pneumatycznej, widoczne pojawiające się pofałdowań powierzchni



c - Przejście membrany przez płaszczyznę środkową: widoczne duże pofałdowania powierzchni i nieregularności kształtu



d - Zakończenie fazy napełniania: membrana zaczyna wykładać się w kierunku powierzchni czaszy pneumatycznej, pofałdowania zanikają

Rys. 2 Fałdowanie się powierzchni membrany podczas pracy

Pomiar referencyjny

We wszystkich badaniach do pomiaru referencyjnego użyto bezpośredniej metody określania objętości. Wlotowy i wylotowy konektor komory POLVAD zostały zwarte i połączone z wyskalowaną rurą wolumetryczną. Zmiany objętości były odczytywane bezpośrednio z podziałki. Niepewność pomiaru referencyjnego wynosiła $\delta_P = 2\%$.

Opis badanych metod pomiarowych

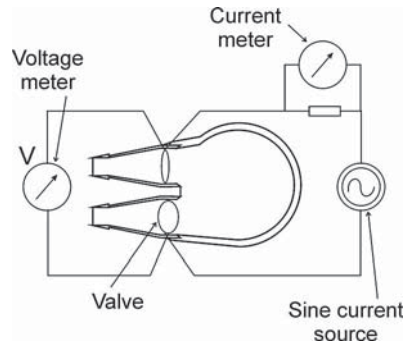
Metoda impedancyjna

Fizyczną podstawą tego sposobu pomiaru jest zjawisko elektrycznej przewodności objętościowej krwi. Natężenie prądu w objętości przewodnika o polu powierzchni S dane jest wzorem (1) i zależy od gęstości prądu j (wzór 2). Zakładając, że podczas pomiaru rezystancja właściwa krwi σ jest niezmienna, oporność elektryczna widziana pomiędzy krańcami przewodnika uzależniona jest tylko od jego poprzecznego pola przekroju S i wartości natężenia pola elektromagnetycznego E .

$$I = \int_S j dS \quad (1) \quad j = \frac{1}{\sigma} E \quad (2)$$

Badania metody impedancyjnej (rys. 3) przeprowadzono na pozaustrojowej komorze wspomagania krążenia POLVAD-MEV. Jako elektrody zostały zastosowane mające bezpośredni kontakt z krwią metalowe pierścienie mocujące zastawek dyskowych. W eksperymencie została wykorzystana

czteroprzewodowa, techniczna metoda pomiaru oporności. Jako cieczy roboczej użyto soli fizjologicznej i krwi baraniej. Celem uniknięcia elektrolizy płynu zastosowano małe wartości sinusoidalnie zmiennych prądów pobudzających (50...1000 [μA]) o częstotliwości 57 [kHz].



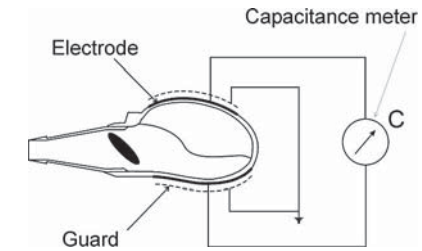
Rys. 3 Schemat blokowy układu pomiarowego w metodzie impedancyjnej

Metoda pojemnościowa

Podstawą fizyczną tego sposobu pomiaru jest zmiana pojemności elektrycznej C_1/C_2 będąca wynikiem zmian proporcji dielektryka (warstwa powietrza o grubości d_1 i wsp. przenikalności dielektrycznej ϵ_A) i przewodnika (warstwa krwi o grubości d_2 i wsp. przenikalności dielektrycznej ϵ_B) zawartego pomiędzy zewnętrznymi powierzchniami czasz (odległość $D=d_1+d_2$), na które została napyłona warstwa przewodząca metalicznego aluminium lub przewodzącego węgla. Model matematyczny zjawiska dany jest wzorem (3).

$$\frac{C_1}{C_2} = \frac{1 + \frac{\epsilon_B - \epsilon_A}{\epsilon_A} \frac{d_2}{D}}{1 + \frac{\epsilon_B - \epsilon_A}{\epsilon_A} \frac{d_1}{D}} \quad (3)$$

Schemat toru pomiarowego przedstawiono na rys. 4. W celu zapewnienia separacji od zewnętrznych pól elektrycznych zastosowano ekranowanie napyłonych warstw przewodzących uziemioną folią przewodzącą. Badania zostały przeprowadzone na roztworze soli fizjologicznej i krwi baraniej.



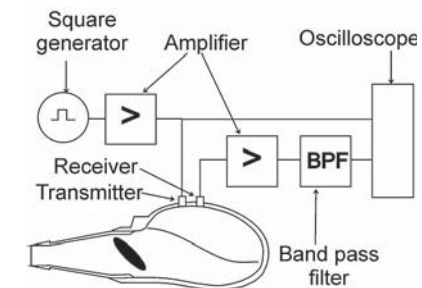
Rys. 4 Schemat blokowy układu pomiarowego w metodzie pojemnościowej

Metoda ultradźwiękowa

W metodzie tej (rys. 5) mierzony jest czas t transmisji propagującego się w komorze pneumatycznej impulsu ultradźwiękowego, który odbija się od membrany znajdującej się w odległości D od powierzchni czaszy pneumatycznej (wzór 4). Prędkość rozchodzenia się fal dźwiękowych w gazie doskonałym $c(p)$ zależna jest od jego ciśnienia p i dana wzorem (5), gdzie κ - wykładnik adiabaty.

$$t = \frac{2D}{c(p)} \quad (4) \quad c(p) = \sqrt{\kappa \frac{p}{\sigma}} \quad (5)$$

W eksperymentach zastosowano piezoelektryczne nadajniki i detektory ultradźwięków o częstotliwości 40 [kHz], umieszczone na zewnętrznej części czaszy pneumatycznej. W cyfrowej analizie detekcji momentu nadejścia fali powrotnej zastosowano trzy kryteria: różnicowe ($A_2 - A_1 > k$), bezwzględne ($A > k$) i ilorazowe ($A_2/A_1 > e$).

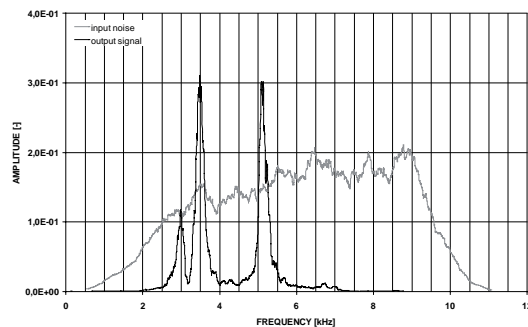


Rys. 5 Schemat blokowy układu pomiarowego w metodzie ultradźwiękowej

Metoda akustyczna

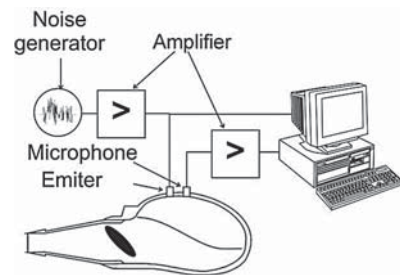
Podstawą fizyczną tej metody jest analiza zmienności pola akustycznego w komorze pneumatycznej. Czasza komory pneumatycznej wraz z membraną tworzą bryłę, która ulega deformacji pod wpływem dostarczonego powietrza. Deformacja kształtu bryły powoduje zmianę jej właściwości rezonansowych dla poszczególnych częstotliwości pobudzenia akustycznego - niektóre częstotliwości są wzmacniane, inne wy tłumiane, skutkiem czego widmo doprowadzonego do wnętrza części pneumatycznej szumu akustycznego jest transformowane (rys. 6, wzór 6).

$$Y(\omega) = K(\omega) \cdot S(\omega) \quad (6)$$



Rys. 6 Transformacja widma pobudzającego sygnału szumu przez część pneumatyczną komory

Do emisji szumu akustycznego o paśmie 6...22 [kHz] został użyty specjalizowany, miniaturowy głośnik. Jako detektor został zastosowany miniaturowy, szerokopasmowy mikrofon pojemnościowy. Przetestowano kilka konfiguracji rozmieszczenia elementów emisyjnych i detekcyjnych na czaszy pneumatycznej komory. Szczegółowe badania zostały przeprowadzone dla jednej, najlepszej konfiguracji (rys. 7).

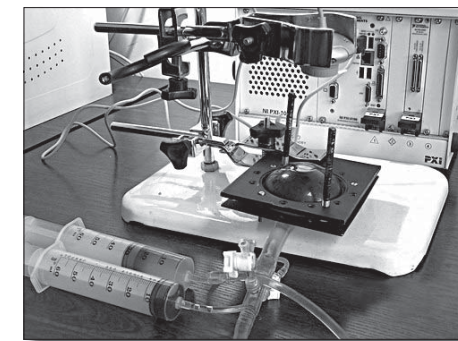


Rys. 7 Schemat blokowy układu pomiarowego w metodzie akustycznej

Rejestrowany sygnał akustyczny poddawany był analizie widmowej z użyciem szybkiej transformaty Fouriera. Z uzyskanej w ten sposób charakterystyki widmowej użyteczny fragment widma ekstrahowany był za pomocą funkcji okna prostokątnego, a uzyskany sygnał był aproksymowany wielomianem wyższego rzędu. Dalszej analizie poddawano zmiany położenia maksimum tego wielomianu na osi częstotliwości, w funkcji zmian objętości komory pneumatycznej.

Metoda analizy obrazu

Miniaturyzacja i zaawansowanie techniczne przetworników wizyjnych pozwoliły na wykorzystanie metod obrazowych do rozpoznawania kształtu fragmentów membrany i klasyfikacji naniesionych na nią znaczników. Wstępne eksperymenty przeprowadzono na specjalnie przygotowanym stanowisku pomiarowym (rys. 8) składającym się z czaszy pneumatycznej i membrany komory POLVAD, scalonego przetwornika obrazu CMOS o rozdzielczości 640/480/24bit z obiektywem szerokokątnym i zadajnika objętości.



Rys. 8 Stanowisko pomiarowe do badań metody analizy obrazu

Na centralną część membrany naniesiony został znacznik o średnicy 1cm. Przetwarzanie sygnału wizyjnego rozpoczyna się od zamiany współrzędnych RGB na $L \times a \times b$. Następnie z obrazu zostaje arbitralnie wyodrębniony region odniesienia i obliczane jego są uśredniane współrzędne koloru a_C i b_C (wzór 7). Następnie dokonywana jest binaryzacja obrazu poprzez zastosowanie klasyfikatora progowego porównującego normę Euklidesową współrzędnych koloru poszczególnych punktów z obliczonymi we wzorze (7) średnimi współrzędnymi koloru regionu odniesienia (wzór 8). Ten rodzaj klasyfikatora opisany jest wzorem (9). Kolejnymi etapami przetwarzania obrazu są: wypełniania obiektów wewnętrznych, filtrowanie i obliczenie ilości pixeli o wartości = 1. Do oświetlenia obiektu użyto światła rozproszonego o temperaturze barwy 2570[K].

$$\bar{a}_C = \frac{1}{m_C} \sum_{j=1}^{m_C} \frac{1}{n_C} \sum_{i=1}^{n_C} a_{Cij} \quad (7)$$

$$\bar{b}_C = \frac{1}{m_C} \sum_{j=1}^{m_C} \frac{1}{n_C} \sum_{i=1}^{n_C} b_{Cij}$$

$$d = \sqrt{(a - \bar{a}_C)^2 + (b - \bar{b}_C)^2} \quad (8)$$

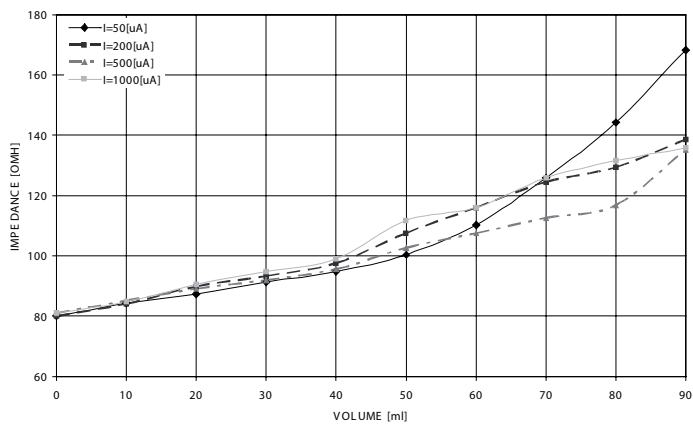
$$\bar{d} = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n d_{ij}$$

$$t_v \leq 0.37 \dots 0.56 \geq \times \bar{d} \quad (9)$$

gdzie: m_C , n_C są rozmiarami regionu odniesienia, m , n są rozmiarami całego obrazu.

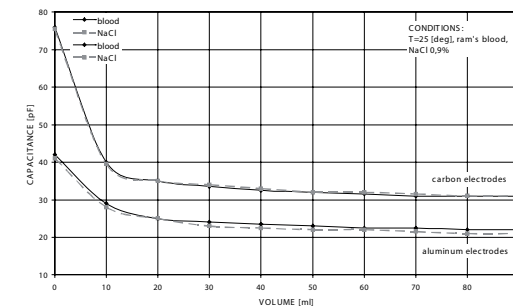
Rezultaty

W metodzie impedancyjnej, dla prądu pobudzającego z zakresu 1[Hz] - 250[kHz] nie zaobserwowano wnoszenia przesunięć fazowych. Wyznaczone charakterystyki rezystancji w funkcji zmian objętości (rys. 9) dla małych wartości prądu pobudzającego można aproksymować wielomianem ze współczynnikiem korelacji $R^2=0.9992$. Dla prądów pobudzających o wartościach 50 i 100 [μA] niepewność pomiaru wynosiła 2[%] i była porównywalna z niepewnością pomiaru referencyjnego. Dla prądu pobudzającego 1000 [μA] niepewność pomiaru sięgnęła maksymalnej wartości 5[%].



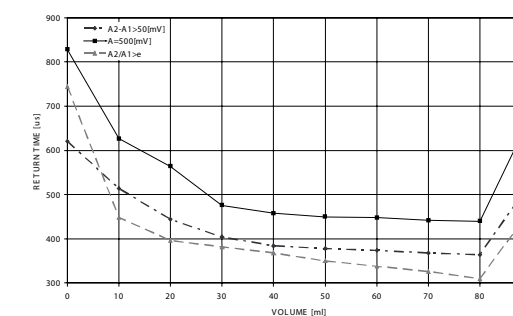
Rys. 9 Rodzina charakterystyk metrologicznych metody impedancyjnej

W metodzie pojemnościowej, niezależnie od rodzaju elektrod, charakterystyka pojemności elektrycznej w funkcji objętości (rys. 10) jest silnie nieliniowa. Dla mierzonych objętości >50 [ml] małe nachylenie charakterystyki sprawia, że, pomiar obarczony jest niepewnością ponad 20[%] lub w skrajnych przypadkach jest w ogóle nie możliwy. Dla mierzonych objętości <20 [ml] uzyskano niepewność pomiaru wynoszącą 5[%]. Charakterystyki otrzymane dla krwi i soli fizjologicznej są silnie skorelowane (rys. 10). Pomimo ekranowania zaobserwowano silny wpływ na wynik pomiaru zewnętrznych impedancji zakłócających.



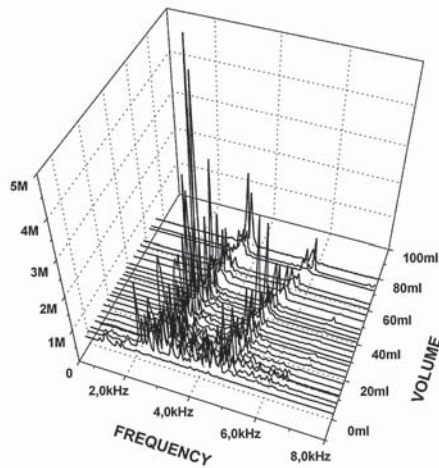
Rys. 10 Porównanie funkcji przejścia metody pojemnościowej dla różnych rodzajów materiału elektrod i płynu roboczego

W metodzie ultradźwiękowej uzyskano monotoniczną charakterystykę czasu powrotu impulsu w funkcji objętości (rys. 11) dla całego zakresu pomiarowego, za wyjątkiem mierzonych objętości > 80 [ml]. Powyżej tej wartości mały stosunek sygnału do szumu SNR uniemożliwia prawidłową detekcję momentu nadejścia impulsu odbitego. Jest to spowodowane faktem, iż membrana wykładająca się w kierunku powierzchni czaszy pneumatycznej przesłania odbiornik ultradźwięków. Dla użytecznego zakresu pracy metoda ultradźwiękowa pozwala na uzyskanie niepewności pomiaru < 8 [%].

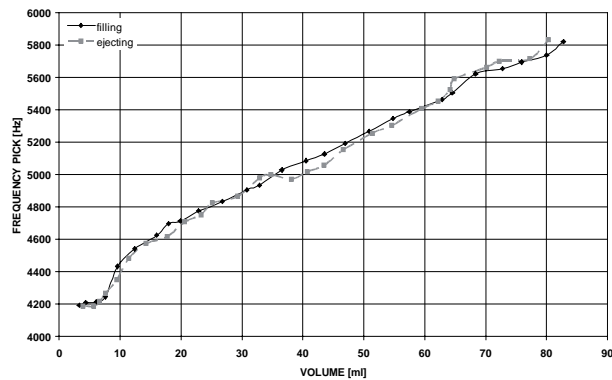


Rys. 11 Zależność funkcji przejścia w metodzie ultradźwiękowej od kryterium rozpoznawania momentu nadejścia impulsu odbitego

W metodzie akustycznej przetestowano kilka konfiguracji rozmieszczeń elementów akustycznych na czaszy pneumatycznej komory. Jedyną konfiguracją dającą monotoniczną charakterystykę przejściową było takie rozmieszczenie elementów akustycznych, by odbiornik rejestrował jedynie falę odbitą od membrany i powierzchni czaszy, a nie odbierał w sposób bezpośredni wejściowego szumu pobudzającego. W uzyskanym widmie widoczne są dwa wyraźnie rozdzielone obszary w których harmoniczne sygnału pobudzającego są wzmacniane (rys. 12). Najlepsze wyniki interpolacji wielomianowej widma sygnału akustycznego uzyskano dla funkcji okna w zakresie 4...6.5 [kHz]. Charakterystyka przejściowa toru pomiarowego zilustrowana została na rys. 13.

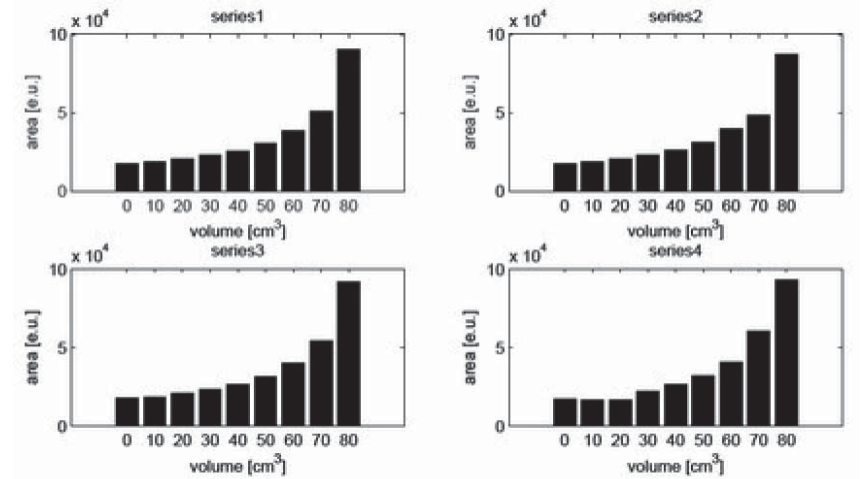


Rys. 12 Przetransformowane widmo szumu pobudzającego w zależności od objętości komory



Rys. 13 Funkcja przejścia w metodzie akustycznej

W metodzie rozpoznawania obrazu badania przeprowadzono dla dwóch odległości obiektywu kamery CMOS od powierzchni membrany w stanie całkowitego wyrzutu: $L_1=10$ [cm] i $L_2=3$ [cm]. Jedynie dla odległości L_2 uzyskano monotoniczną charakterystykę rejestrowanego pola powierzchni naniesionego na membranę znacznika w funkcji objętości (rys. 14). Przeprowadzono również analizę powtarzalności metody dla czterech serii pomiarowych. Wstępne eksperymenty wykazały, że przy zastosowaniu prawidłowego oświetlenia powierzchni membrany uzyskiwane wyniki pomiarów są powtarzalne, pomimo zastosowania relatywnie prostego algorytmu matematycznego.



Rys. 14 Porównanie wyników serii pomiarowej w metodzie analizy obrazu

Podstawowe własności metrologiczne zbadanych metod pomiaru chwilowej objętości krwi w komorze wspomaganie krążenia POLVAD zostały porównanie w Tabeli 1. Parametr „czułość” należy interpretować jako najmniejszą zmianę wielkości mierzonej w odpowiedzi na zmianę objętości o 1[ml].

Tabela 1 Porównanie własności metrologicznych badanych metod pomiarowych

	NIEPEWNOŚĆ	IZOLACJA	ODPORNOŚĆ NA ZAKŁÓCENIA	CZUŁOŚĆ
IMPEDANCYJNA	2...5[%]	R=150[Ω]	duża	1.2[Ω/ml]
POJEMNOŚCIOWA	4...20[%]	R=20[GΩ] C=27[pF]	mała	0.8...3[pF/ml]
ULTRADŹWIĘKOWA	8[%]	∞	duża	1.6[μs/ml]

AKUSTYCZNA	10[%]	∞	średnia	15[Hz/ml]
ANALIZY OBRAZU	?	∞	średnia	300[pixel/ml]

Konkluzje

Konieczność spełnienia rygorystycznych wymogów dotyczących bezpieczeństwa, szybkości i dokładności pomiaru, miniaturyzacji oprzyrządowania, nieinwazyjności i braku ingerencji w dotychczasową konstrukcję komory krwistej i membrany sprawiają, że pomiar chwilowej objętości krwi w komorze wspomaganego krążenia POLVAD jest zadaniem skomplikowanym metrologicznie. Podstawową niedogodnością jest nieregularne fałdowanie się membrany podczas pracy komory.

Pomimo małej niepewności i dużej odporności na zakłócenia, zastosowanie metody impedancyjnej jest ograniczone przez jej bezpośredni kontakt z krwią i związaną z tym konieczność wyjątkowo niezawodnej separacji galwanicznej. Metoda pojemnościowa, ze względu na dużą wrażliwość na zewnętrzne impedancje pasożytnicze i pola elektryczne oraz charakter funkcji przejścia (rys. 9) nie jest możliwa do praktycznego zastosowania w badanym obiekcie. Charakterystyka przejściowa metody ultradźwiękowej (rys. 11) nie jest monotoniczna w całym zakresie, co ogranicza użyteczność tego typu sposobu pomiaru. Podczas badań metody akustycznej zaobserwowano częste uszkodzenia mechaniczne emiterów dźwięku a niezawodność toru pomiarowego była niewielka. Metoda analizy obrazu w chwili obecnej jest we wczesnym stadium eksperymentów i brak jest danych o jej niepewności. Z przeprowadzonych badań można wnioskować, że podstawową trudnością w praktycznym zastosowaniu tego sposobu pomiaru będzie miniaturyzacja toru optycznego.

Najlepszymi własnościami metrologicznymi cechuje się metoda akustyczna (Tabela 1). Dzięki zastosowaniu wydajnych obliczeniowo, miniaturowych procesorów sygnałowych możliwe będzie przeniesienie bloku matematycznego przetwarzania sygnału z komputera PC do dedykowanego mikrosystemu i stworzenie kompaktowego toru pomiarowego. Metoda akustyczna zapewnia odpowiednią dokładność pomiaru, szybkość, poziom bezpieczeństwa a jej konstrukcja mechaniczna w niewielki sposób wpływa na pneumatyczną część komory. Techniczną realizację sposobu pomiaru należy udoskonalić, wprowadzając w torze pomiarowym bardziej niezawodne elementy akustyczne, należy również przeprowadzić dodatkowe badania długoterminowe powtarzalności wyników.

Konferencja „Roboty medyczne’2006”, Zabrze 8 XII 2006

Zbigniew Nawrat



Konferencja Roboty Medyczne 2006

Jan Sarna, Stephan Jacobs, Tomasz Hrapkowicz, Marek Cisowski, Romuald Cichoń, Magdalena K. Chmarra, L. Podseńkowski, J.E.N. Jaspers, Michał Krasiński, Maciej Ramlo, Przemysław Wołodzko, Maksymilian Woźniak, Vera Zasulich Perez, Wojciech Jopek, Marcin Witkowski, Łukasz Widzyk, Michał Śmierciak, Wiktor Sielicki, Ilewicz Grzegorz, Łukasz Frączczak, Marcin Stefanowicz i na ostatnim zdjęciu Jacek Cieślik i Jacek Moll.

Konferencja „Roboty medyczne”, organizowana przez Fundację Rozwoju Kardiochirurgii oraz Sieć Centrów Doskonałości BioMedTech Silesia, wspierana w ramach projektu Equal i Wirtualnego Inkubatora Gospodarki Społecznej, jest jedyną tego typu specjalistyczną konferencją w Polsce, która skupia studentów, naukowców, projektantów, konstruktorów, użytkowników oraz... hobbystów związanych z robotyką medyczną.

W odróżnieniu od poprzednich trzech edycji, tegoroczna konferencja miała charakter międzynarodowy, podzielona została na dwie sesje: medyczną i inżynierską, a jej tematyka objęła nie tylko roboty chirurgiczne, ale wszystkie zrobotyzowane urządzenia stosowane w medycynie. Udział w niej wzięło 30 aktywnych uczestników, w tym goście zagraniczni, którzy wygłosili wykłady wprowadzające: dr S. Jacobs z pionierskiej w dziedzinie stosowania robotyki medycznej Kliniki Kardiochirurgii w Lipsku oraz dr J.E.N Jaspers z Academic Medical Centre w Amsterdamie - autor w pełni mechanicznego robota, nominowanego do prestiżowej nagrody Dutch Innovation Award. Nie zawiódła licznie zgromadzona publiczność (około 150 osób) oraz media reprezentujące wszystkie liczące się tytuły prasowe, stacje radiowe i telewizyjne. Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii, jako lider w tej dziedzinie robotyki medycznej przedstawiła postępy związane z własnym projektem robota chirurgicznego Robin Heart oraz wirtualną salę operacyjną, która umożliwia symulacje zabiegu chirurgicznego z uwzględnieniem poszczególnych narządów, tzw. przestrzeni operacyjnej oraz narzędzi chirurgicznych.

Łącznie, w trakcie spotkania poświęconego robotom medycznym przedstawionych zostało 22 prezentacji, z czego 12 to prace konkursowe przygotowane przez studentów, młodych naukowców i hobbystów. Dotyczą m.in. udoskonaleń konstrukcyjnych, które zwiększają funkcjonalność robotów stosowanych w chirurgii, zastosowania ciekawych metod badań robotów, bezpieczeństwa ich stosowania. Prace te poddane zostały ocenie jury, a najlepsza z nich otrzymała statuetkę Robina, zaprojektowaną przez uczennicę II kl. Liceum Plastycznego w Zabrzu: Magdalenę Komajdę wyłonioną na podstawie konkursu w klasie rzeźby prowadzonej przez Tomasza Kocłęgę. Oprócz statuetki Robina dla najlepszej pracy konkursowej, przyznano również nagroda publiczności: Strzała Robina.

Program Konferencji „Roboty medyczne’2006”, 8 XII 2006, Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii

10.00 Ceremonia otwarcia konferencji. Prezydent miasta Zabrze. The opening ceremony - president of Zabrze town.

Zbigniew Nawrat. **Roboty medyczne - wprowadzenie** (pokaz robotów rodziny Robin Heart) **Introduction to Medical Robots**. Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii, Zabrze Foundation for Cardiac Surgery Development, Zabrze, POLAND

10.30 Invited speaker I

Stephan Jacobs. **Road to Surgery Robot Application and New Technological Developments in Robotic Surgery**. Herzzentrum, Leipzig, Germany.

11.00 Sesja 1.

Sesja medyczna: “Nowe zadania - nowe narzędzia”

Medical session: “From new tasks to new tools”

Tomasz Hrapkowicz. **Zastosowanie techniki wideoskopowej do pobrania lewej tętnicy piersiowej wewnętrznej (LIMA) bez otwierania klatki piersiowej**. Śląskie Centrum Chorób Serca, Śląska Akademia Medyczna, Zabrze.

Marek Cisowski. **Wideoskopia w kardiochirurgii - doświadczenia własne (Robot AESOP)**. Katedra Kardiochirurgii, Śląska Akademia Medyczna, Katowice.

Romuald Cichoń. **Leczenie choroby wieńcowej za pomocą technik telemanipulacyjnych. (Robot da Vinci)**. Dolnośląskie Centrum Chorób Serca. „Medinet” Wrocław, Herzzentrum, Dresden, Germany.

11.40 Przerwa na kawę - Coffee break

11.50 Sesja 2

Sesja inżynierów Postępy robotyki medycznej

Engineer session Medical robotics progress

Vera Zasulich Perez, Luis Benigno Gutiérrez. **Medical robotics in latin America - study of two cases**. Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, COLOMBIA.

Magdalena K. Chmarra, Jenny Dankelman. **TrEndo - a system for tracking minimally invasive surgical instruments during training**. Department of BioMechanical Engineering, Faculty of Mechanical, Maritime and Materials Engineering, Delft University of Technology, Delft, The Netherlands.

Michnik Robert¹, Ilewicz Grzegorz¹, Jurkojć Jacek¹, Tejszerska Dagmara¹, Nawrat Zbigniew^{2,3}. **Kinematic analysis of cardiosurgical telemanipulator Robin Heart 1 by video recording method - initial scientific research**. 1 Department of Applied Mechanics, Silesian University of Technology, 2 Foundation for Development of Cardiac Surgery, 3 Medical University of Silesia.

Piotr Wróblewski. **Systematyczne podejście do projektu układu przeniesienia napędu narzędzi telemanipulatora Robin Heart 3**. **Systematical approach to project of the drive transmission system for telemanipulator robin Heart 3 tools**. Instytut Obrabiarek i Technologii Budowy Maszyn, Politechnika Łódzka

P. Lajmert, L. Podsędkowski, J. Teodorczyk. **Możliwe konfiguracje układu sterowania telemanipulatora chirurgicznego w aspekcie wymagań bezpieczeństwa**. **Analysis of different structures of cardiochirurgical telemanipulator control system from safety requirements point of view**. Instytut Obrabiarek i Technologii Budowy Maszyn, Politechnika Łódzka.

12.50 Sesja 3

Sesja młodych naukowców

1 Roboty medyczne - problemy i przyszłość

Young scientist session 1 Medical robots - problems & future

Michał Krasiński, Maciej Ramlo, Przemysław Wołodźko **Wielozadaniowy robot medyczny**. Politechnika Gdańska, wydział Elektroniki Telekomunikacji i Informatyki, kierunek Automatyka i Robotyka, Studenckie Koło Automatyków SKALP działające przy katedrze Systemów Automatyki na wydziale ETI Politechniki Gdańskiej.

Maksymilian Woźniak. **Robot „Saraptor” - jako przykład zastosowania prostego układu mechanicznego jako system utrzymania równowagi w mobilnych robotach dwunożnych.** Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie.

Łukasz Widzyk, Michał Śmierciak. **Koncepcyjny projekt protezy ręki.** Robotyka i Mechatronika na wydziale Inżynierii Mechanicznej i Robotyki Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie.

Vera Zasulich Perez, Paweł Kostka, Arkadiusz Kandora, Zbigniew Nawrat and Luis B. Gutierrez.. **The modeling of the master in the bilateral control of teleoperation system Robin Heart.** Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, COLOMBIA, Foundation for Cardiac Surgery Development, Zabrze, POLAND.

14.00 **Lunch**

14.30 **Invited speaker II**

J.E.N. Jaspers. **Simple Tools for Surgeons. Design and Evaluation of Mechanical Alternatives for „Robotic” Instruments for Minimally Invasive Surgery.** Medisch Technisch Adviseur, Amsterdam, The Netherlands

15.00 **Sesja 4**

Sesja młodych naukowców

2 Roboty medyczne - problemy i przyszłość

Young scientist session

2 Medical robots - problems & future

Wojciech Jopek, Michał Turów. **Model manipulatora do wspomaganie operacji.** Politechnika Wrocławska.

Marcin Witkowski. **Projekt wstępny manipulatora nośnego nowego typu dla robota do chirurgii narządów wewnętrznych.** Politechnika Warszawska, Wydział Mechaniczny Energetyki i Lotnictwa Instytut Techniki Lotniczej i Mechaniki Stosowanej Zakład Teorii Maszyn i Robotów.

Marcin Michno, Michał Owsianka. **Koncepcje realizacji ruchu w prze-gubie kardiochirurgicznego robota laparoskopowego.** Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie.

Wiktor Sieklicki. **Projekt robotycznego mikro-nadgarstka dla potrzeb chirurgii laparoskopowej wykonany w technologii MEMS.** Politechnika Gdańska.

Grzegorz Ilewicz. **Shape geometry of parallel mechanism to increase operative ability of cardiosurgical telemanipulator.** Department of Applied Mechanics, Silesian University of Technology.

Łukasz Frączczak. **Analiza problemu przekazywania obrazu podczas przeprowadzania operacji chirurgicznych z zastosowaniem telemanipulatorów kardiochirurgicznych.** Instytut Obrabiarek i Technologii Budowy Maszyn, Politechnika Łódzka.

Marcin Stefanowicz. **Czy zastosowanie robotów w medycynie jest i będzie bezpieczne?** Specjalista ds. badań klinicznych produktów i wyrobów medycznych firmy PRA International w Warszawie.

16.15 **Przerwa na kawę - Coffee break**

16.30 **Dyskusja: Przyszłość robotyki medycznej i edukacja. Discussion about future of medical robotics and education**

16.45 **Ogłoszenie werdyktu jury i wręczenie statuetki Robina dla najlepszego młodego naukowca. The hand in Robin statue prize for the best young scientist work in medical robotics subject.**

17.00 **Zakończenie konferencji - Closing ceremony.**

Na konferencji Roboty Medyczne 2006 nagrody otrzymali:

Nagroda publiczności: Strzała Robina”

Maksymilian Woźniak. **Robot „Saraptor” - jako przykład zastosowania prostego układu mechanicznego jako system utrzymania równowagi w mobilnych robotach dwunożnych.** Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie.

Nagroda Jury : Strzała Robina”

Łukasz Frączczak. **Analiza problemu przekazywania obrazu podczas przeprowadzania operacji chirurgicznych z zastosowaniem telemanipulatorów kardiochirurgicznych.** Instytut Obrabiarek i Technologii Budowy Maszyn, Politechnika Łódzka

Nagroda główna: „Statuetka Robina”

Wiktor Sieklicki. **Projekt robotycznego mikro-nadgarstka dla potrzeb chirurgii laparoskopowej wykonany w technologii MEMS.** Politechnice Gdańskiej.

Skład Jury:

Jacek Cieślak; dr hab. inż. Akademia Górniczo-Hutnicza Kraków

Marek Cisowski; prof. kardiochirurg; Klinika Kardiochirurgii w Ochojcu;

Śląska Akademia Medyczna

J.E.N. Jaspers; dr.inż. Medisch Technisch Adviseur, Amsterdam,

The Netherlands

Jacek Moll, prof., kardiochirurg z Centrum Zdrowia Dziecka w Łodzi

Zbigniew Nawrat; dr, Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii i Śląska Akademia Medyczna

Leszek Podsędkowski; dr hab. inż., Politechnika Łódzka

Statuetka Robina została zaprojektowana przez uczennicę II kl. Liceum Plastycznego w Zabrze **Magdalena Komajda**

Organizatorem i sponsorem konferencji jest Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii oraz Sieć Centrów Doskonałości BioMedTech Silesia.

Konferencja współfinansowana jest ze środków UE w ramach projektu Equal i Wirtualnego Inkubatora Gospodarki Społecznej.

Omówienie

Zacznijmy od szanownych gości. Dr. Stephan Jacobs (Klinik für Herzchirurgie Herzzentrum Leipzig) kardiochirurg, specjalista w dziedzinie robotyki chirurgicznej (da Vinci), z pionierskiego w skali światowej w tej dziedzinie ośrodka medycznego (pierwsze operacje da Vinci 1998) wygłosił fantastyczny wykład w którym przedstawił przygotowania do jednych z pierwszych na świecie operacji robotem na sercu i jak z tej perspektywy widoczne są zmiany w rozwoju tej gałęzi robotyki. Problemy i sukcesy, próby nowych rozwiązań i porażki światowej czołówki, a w tle nasz prototypowy robot Robin Heart. Spotkanie z autorem było dla nas tym bardziej ważne, że łączyły nas również zainteresowania w zakresie planowania operacji (wirtualna rzeczywistość) i edukacja chirurgów (stanowiska treningowe). Bardzo to dla nas inspirujące możemy wymieniać poglądy i doświadczenia z tak znakomitymi naukowcami i praktykami. Równie wielkie zainteresowanie obserwowaliśmy na wykładzie Dr. J.E.N. Jaspersa (Medisch Technisch Adviseur Delft University of Technology, Delft, The Netherlands). Autor bardzo ciekawego robota chirurgicznego (w pełni mechanicznego!), pracujący w obecnie jednym z najbardziej aktywnych w tej dziedzinie ośrodków w Europie. Uczestnicy mogli sami przekonać się czy taki typ robota stanowi alternatywę dla rozwijanych w Polsce robotów. Z holenderskiego Uniwersytetu Delft tego

był również przedstawiona bardzo ciekawa praca pani M.Chmarra, która konstruuje urządzenia służące do nauki, treningu chirurgów.

Była również oczywiście reprezentacja jedynej w Polsce klinik mających doświadczenie w robotyce: doc. M.Cisowski z kliniki kardiochirurgii w Katowicach. Zasiadał zresztą w komisji konkursowej konkursu o statuetkę Robina razem z takimi znakomitymi przedstawicielami medycyny i techniki jak z prof J. Moll (słynny kardiochirurg dziecięcy z Centrum Matki Polki z Łodzi) prof L.Podsędkowski (z Politechniki Łódzkiej) prof. J.Cieślak (AGH z Krakowa). Doc R.Cichoń mający ogromne doświadczenie z pracy robotem da Vinci podzielił się swoim spostrzeżeniami przyszłości robotyki. Wskazał najważniejsze zagadnienia obecnie do rozwiązania istotne z punktu widzenia chirurga. Dr T.Hrapkiewicz (Śląskie Centrum Chorób Serca, Zabrze) przedstawił jeden z zabiegów wykonywany techniką wideoskopową i omówił najważniejsze problemy tej dziedziny chirurgii. Na konferencji przedstawiono szereg prac młodych inżynierów z kilku ośrodków w Polsce. Gość z Kolumbii, pani inżynier Vera Perez z Kolumbii odbywająca staż doktorancki w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze, przedstawiła dwie prace, jedną na temat przeglądu stanu robotyki medycznej w Ameryce Łacińskiej drugą nt modelowania zadajnika robota chirurgicznego. Otrzymaliśmy prawie tuzin zgłoszeń do KONKURSU o statuetkę Robina!

Prace młodych naukowców związane są z modelowaniem robotów do wspomagania operacji, wprowadzaniem pewnych udoskonaleń konstrukcyjnych, które zwiększają funkcjonalność robotów stosowanych w chirurgii. Ale jeśli mówimy o robotach medycznych to także o robotach, które będą w naszym bezpośrednim otoczeniu pomagać opiekować się pacjentami. Dlatego z dużym zainteresowaniem odnotowaliśmy pokaz modelu robota kroczącego. Kilka pac prezentuje postępy konstrukcji robotów oraz zastosowanie ciekawych metod ich badań. Niezapomniano również o zagadnieniu bezpieczeństwa stosowania robotów w medycynie.

Zapraszam do lektury nadesłanych artykułów związanych z przedstawionymi prezentacjami w czasie konferencji. Konferencji która była inspirującym, ważnym spotkaniem mistrzów i uczniów gwałtownie rozwijającej się w Polsce nowej dziedziny nauki i techniki: robotyki medycznej.



Fot. Statuetka Robina.

Projekt Magdalena Komajda, wykonanie: Piotr Stożek, fotografia: Mariusz Jakubowski

Robin Heart Vision – preparation of polish cardiac surgery telemanipulator for clinical application.

Zbigniew Nawrat^{1,2}, Paweł Kostka^{1,3}

¹ Foundation for Cardiac Surgery Development, Zabrze, Poland.

² Medical University of Silesia, Katowice

³ Silesian University of Technology, Inst. of Electronics.

e-mail: nawrat@frk.pl, pkostka@polsl.pl

Summary:

This paper presents the general information of mechanical structure, control system and preliminary technical evaluation results of the new polish telemanipulator for camera holding Robin Heart Vision®, belonging to the family of robot arms to support the minimal invasive cardiac surgery. It has four degrees of freedom with the interface for quick endoscope fixing. It was designed and carried out as a standalone robotic assistant for manual laparoscopic surgery or to operate together with the tool arms Robin Heart®.

Keywords:

Surgery robots, Minimal Invasive Surgery, Telesurgery

Robin Heart Vision – przygotowanie polskiego telemanipulatora do wdrożenia klinicznego

Streszczenie:

W pracy przedstawiono materiał dotyczący struktury mechanicznej, systemu sterowania oraz wyników wstępnym testów weryfikacyjnych polskiego telemanipulatora dla toru wizyjnego Robin Heart Vision, najmłodszego członka rodziny robotów kardiochirurgicznych Robin Heart, dla wspomaganie chirurgii małoinwazyjnej. Posiada on 4 stopnie swobody z szybkozłączką dla sprawnego mocowania i wymiany toru endoskopowego. Jest on zaprojektowany do pracy jako asystent operacji małoinwazyjnych w trybie samodzielnym lub jako jeden z elementów pełnego zestawu zrobotyzowanych narzędzi laparoskopowych wraz z ramionami narzędziowymi.

In the following article after agreement of the Editorial Board of JAMR Journal, an extensive fragments of publication: Z. Nawrat; P. Kostka: "The Robin Heart Vision, telemanipulator for camera holding preliminary test results". Journal of Automation, Mobile Robotics & Intelligent Systems, volume1, No. 1, April 2007, str.48-53 were used.

1. Introduction

In medicine and more specifically surgery, robotic technology has become a viable surgical alternative to provide minimally invasive surgery with the advantages of traditional open surgical techniques. Robotics has a role in the surgical training by increasing the precision and accuracy of the learning process. Robotics may also allow for telementoring and telepresence surgery facilitating global access health care. For future role of robotics the most important now is to solve the economic, cost-effectiveness problem.

An application of teleoperation allows to remove the tremor and to introduce the scaling of hand movement range via interface of manipulator on properly exact movements of tool inside the body and as a result - improves the ergonomics and precision. Supervision is held using optical observation via voice or manually controlled endo-camera (2D or 3D). American cardiosurgical robots have been produced by two, currently merged, companies, Computer Motion® (Computer Motion Inc. of Goleta, Calif., CM), and Intuitive Surgical® (Intuitive Surgical, in Mountain View, Calif., IS) firstly clinical used in Europe. First on world mechanical assistant of surgeon - voice controlled endoscope positioner AESOP 1000 (Auto Endoscopic System for Optimal Positioning) - was introduced by firm CM in 1994. In January - May 1998 a French team in Paris and German group from Leipzig performed using da Vinci (IS) telemanipulator first in the world endoscopic operation of single coronary bypass and mitral valvuloplasty. In summary, about 1000 surgical and endo-camera robots were installed in clinics many counters (also in Poland, Katowice) till now used for more than 130,000 minimally invasive procedures across a broad range of surgical applications such as general surgery, gynecology, spinal, urology and cardio thoracic [1][4][5].

In 1999, The Zeus surgical system made history in the world's first robotic-assisted beating-heart bypass surgery, by Douglas Boyd, MD. In 2001, the first trans-atlantic telesurgical procedure was performed using the Zeus system. The doctors in New York removed a gallbladder of a 68-year old patient in Strasbourg, France, and the procedure was reported successful with no complications.

In Poland, an interdisciplinary team led by Prof. Zbigniew Religa has been introducing modern devices to clinical practice to save the lives of heart patients. An artificial heart, prosthetic heart valves and recently a surgical

robot are the results of projects carried out by the Biocybernetics Laboratory of the Heart Prosthesis Institute, a research center run by the Foundation for Cardiac Surgery Development in Zabrze. This is the only research center of its kind in Poland. Work on building a prototype of a remote-controlled robot for performing and assisting heart surgeries and other surgical procedures was initiated in 2000 [WarsawVoice: <http://www.warsawvoice.pl/view/15168>].

The robot, or actually a "tele-manipulator," is the first ever tool capable of assisting a surgeon by providing the capability to directly use surgery simulation and planning methods. Several models of the robot have been developed, differing in control and mounting systems. The Robin Heart 0 and Robin Heart 1 have an independent base and are controlled via an industrial computer and specialist software. The Robin Heart 2 is fixed to the operating table and has two arms, on which one can fix various surgical instruments. The control system uses its own software as well as signal and specialist microprocessors.

The latest model, known as the Robin Heart Vision, will become the surgeon's partner in the operating room next year. It will replace a human assistant who usually holds the "telescope" of the video channel to enable the observation of the operative field of laparoscopic instruments. As a result, the surgeon will be able to perform part of the surgery unaided by other people. The Robin Heart Vision is easy to use and install, and can be conveniently carried in a suitcase. In May, the Robin Heart received an award at the Intarg Scientific and Industrial Innovation Fair in Katowice. The Polish heart surgery robot is an original design. Thanks to its modular structure, it can be adjusted for surgery of different types.

Work is under way to introduce a "tele-collaboration" system to be used during surgery. It will contain the real image from the camera, diagnostic data and surgery simulation data. The surgeon will be able to use the "tele-collaboration" program at any moment as it will be voice-activated and voice-controlled. New instruments and applications for the robot are also being developed. There are plans to use the robot for implanting artificial organs, prostheses and ventricular assist devices. The ultimate goal of the project is to introduce heart surgery robots to clinical practice. A robot's mechanical arm and palm may, by eliminating hand tremor, imitate the surgeon's hand movements with high precision. The use of an assistant robot may be more effective and convenient than the assistance of medical staff as it shortens surgery time and enables the surgeon to plan the surgery in advance and train it on simulation stations. The lack of direct contact between the surgeon and the patient's body reduces the risk of health problems caused by infection. Robots also enable remote surgery in another city, on a battlefield or in outer space.

2. RobIn Heart - Polish robot for cardiac surgery - family review.

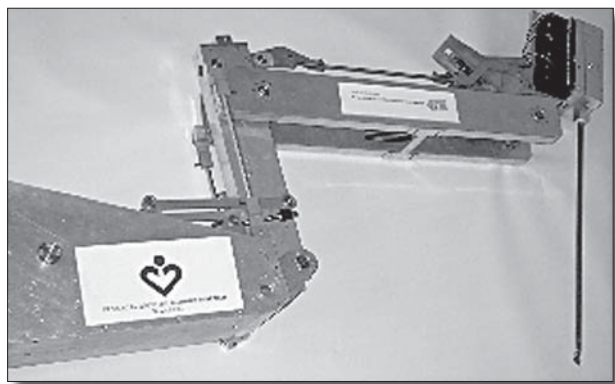


Fig. 1. The prototype of the tool arm of the RobIn Heart robot. The RobIn Heart 0 arm.

The Foundation of Cardiac Surgery Development (FCSD) in Zabrze began in 2000 the grant for realization of the prototype of a robot useful for cardiac surgery. The multidisciplinary team including specialist in medicine and techniques during three years prepared two families of robot prototypes named Robin Heart. Basic idea of the manipulator Robin Heart consists of mechanisms realizing fixed in space “constant point”, consists of two closed kinematics’ chains^{6),7)}. The first loop is in fact a typical parallelogram mechanism, used as a transmission mechanism coupled with the second one realized inverse mechanism. By special connection of two rotations coupled by constant angle internal link, the mechanism can change external angle to approximately 150 degrees. In the version Robin Heart 0 shown in fig.1, the first DOF is driven by electric, brushless motor integrated with Harmonic Drive gear. The second (range up to 150 degrees doubled system of parallel mechanisms) and third DOFs (the parallel mechanisms eliminates the necessity of using a linear slideway) are driven by brushless motors, roller screws and system of strings. The construction makes possible fast and not complicated disconnection the drive part of the bunch from the manipulating part. The separable part does not contain any elements requiring lubrication. In the bunch part five independent drives and the string drive were applied gives 3 DOFs enable to obtain any orientation in the workspace. The fourth DOF makes possible opening and closing the jaws of the tool, the fifth one (called “the elbow”) is redundant and increases manoeuvrability, enables avoiding obstacles and operating “backwards”. In the pre-prototype version the diameter of the bunch is 10mm. For driving, the servomotors with DC electric motors and no-clearance gears have been used.

Presented above preliminary prototype (number 0) have been tested and the new prototype have been designed. In prototype Robin Heart 1 (fig.2) diminution of mass and size of tools driving block, enlargement of stiffness of arm and arrangements of carriage of drive were introduced. As a results driving block has dimensions 46 x 48 x 90 mm and five times smaller mass (0,4 of kg). Additionally project of so-called „penknife”, universal possessing ending more than one working tool element was executed. In Robin Heart 1 the diameter of the bunch was decreased to 8mm.

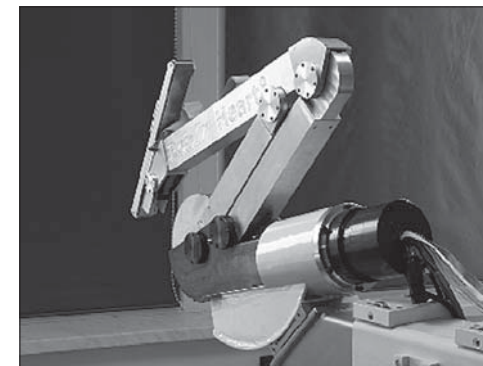


Fig. 2. The prototype of the RobIn Heart 1 tool arm.

ROBIN HEART 2

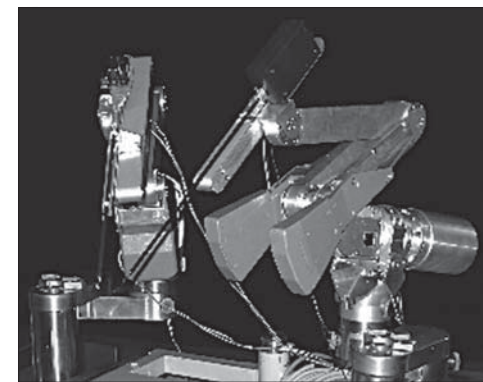


Fig. 3. The prototype of the RobIn Heart 2 arm, equipped with modified (semi-automatic) laparoscopic tool.

We decided also to create, competing model of robot arms: relatively light construction mounted directly to the operating table. Basic idea of the manipulator consists of mechanisms realizing “constant point”, consisting of

two closed kinematics' chains. The first loop is in fact a typical parallelogram mechanism, used as a transmission mechanism coupled with the second one realized inverse mechanism. By special connection of two rotations coupled by constant angle internal link, the mechanism can change external angle to approximately 150 degrees. Advantage of this solution is straight, aesthetical, compact and tight construction presenting high functionalities in operating action. The arms is mounted to the table using special folding console from two passive arms and columns. The Robin Heart 2 manipulator has very good and relatively large working space, in which surgeon can select small subspace with very good isotropic kinematics' properties for manipulating of objects with good position accuracy. Initial tests were provided in Bio-Cybernetics Laboratory.

Manipulator is driven by Brushless DC engines. Control system of Robin Heart 2 is an original design, based on currently top technological solutions - microcontrollers dedicated for motor control (Microchip® PIC® family) and computational powered digital signal processors (DSP) organized in net of modules reading the data from operator tool, processing signals (additional options like e.g. scaling, trajectory filtering) and creating conditions for driving systems (PID regulators).

3. Comparison of robots

Mechanics of existing cardiosurgical robots constructions consist of mechanical arm with replaceable laparoscopic tools specialised for different functions: cutting, sewing, removing of tissues etc. Introduced to the patient body tools can possess different number of degrees of freedom (DOF). Suitable number of DOF of tool wrist makes possible executing of different types of operation. In described constructions this as follows: in robot da Vinci (DV) bunch about diameter 8,5 mm possesses 3 DOF, in robot Zeus (Z) dependent on model: for diameter 3,9 mm we have 2 DOF, and for diameter 4,9 mm - 3 DOF. Both Robin Heart 0 and 1 (RiH) has 4 DOF including additional joint for working backwards. In RiH 0 diameter of tool carries out 10 mm, when in new RH1 already 8 mm. For RH 2 currently is performed simply 2 DOF tools, this model is dedicated especially as a base for endoscopic camera.

Second element of telemanipulator is the arm assure possibility of translocating of working ending of tool inside body of patient at maintenance of one constant point - passage through skin of patient body (so-called port). In described constructions two methods: kinematic passive of constant point creation in working space are applied. Passive method is modeled based on classic laparoscopy solution. Point of passage of tool through patient body (point of support of tool) treats itself how joint of 4 class - with 2 DOF. To fix all of 6

tool DOFs, the robot arm should have 4 DOF. Three of them are achieved by positioning of the external end of the tool. In the Zeus arm it is realized using SCARA type of manipulator construction. To obtain proper maneuverability it is necessary to use two not driven joints (kind of Cardan universal joint) in the place of connection of robot arm with the tool. Next DOF responsible for turning of the tool in relation to its axis is usually driven by motor. The disadvantage of this solution is loading of tissue near the port as a result of tools support during action. Flexibility of tool grows up also. In summary, the Z arms possesses 3 DOF which together with tools DOF gives us 5 or 6 DOF, depending on kind of the tool used. In telemanipulator DV, RiH0, RiH1 and RiH2 for realization the constant point condition of work kinematics solution was used. In robot DV entire number of degrees of freedom carries out 6 DOF. In RiH0, RiH1 this is 7 DOF because of tool with one additional joint.

The next important problem is a power transmission into tools. In presented constructions it is realized using strings or followers. In DV each of DOF is driven via strings. Range of movement of individual joints of tool is considerable - usually $\pm 90^\circ$ for every joint. Strings pass through rollers along whole arm of telemanipulator. Motors are placed on base, what in significant degree discharge construction of arm. Due to considerable length of thin lines and its extensions the continuous inspection and trickery before every operation is required. If strings breaks, arm is not useful for further manipulation, what is disadvantage of this type construction.

Used in Zeus robot follover type of transmission has limited possibilities of drive of large number of successive degrees of freedom. Fundamentally two movements can be obtained: pitch of tool and its closing or opening. Strongly limited is also range of movement: $\pm 40^\circ$ for pitch and 20° for opening of tool. It possesses however some undeniable advantages: small diameter of tool (3.9 of mm) and high reliability.

In preliminary prototype RH0 string drive were used, similarly to DV, however for not so long sections. The strings are only 40 cm. Because endoscopic tool part is separable, eventually their breaking down of driven strings does not cause immobilizing of robot. The change of tool on new one will permit to finish operations with robot. The increase of mechanical properties and durability of this element was reached in RH 1. In this model the hybrid drive, follower - strings are applied. The longest of strings were shortened to about 10 cm.

New compact construction of arm together with smaller motors is the reason, that the new arms are lighter and occupy smaller area above operating field. The most space occupies robot DV, in which 3 settled arms are on common massive column.

4. Surgery telemanipulators for camera holding

In traditional laparoscopic surgery the operating surgeon does not have direct visual control of the operative field due to manual camera control by assistant. Ideally, the surgeon should have full control of operative instruments and the operative field. The **endoscopic camera holding telemanipulator** return camera-control to the surgeon and to stabilize the visual field during minimally invasive procedures. The active and passive camera holders offer the surgeon an alternative and better tool for control of the operating surgeon's direct visual field.

One of the first, active teleoperated robots introduced into clinical practice was produced by Computer Motion (US) company. In summary over 1500 of Computer Motion's robotic systems (AESOP, ZEUS) are in use worldwide in 900 hospitals by over 3000 surgeons in 32 countries. The ZEUS System consists of three robotic arms mounted onto an operating table. Two arms hold surgical instruments, and the third arm holds and positions the endoscope via voice control. All three arms are connected to a master console where the surgeon telemanipulates the arms. The handles used to control the movement of the surgical instruments are similar to the instruments used in conventional surgery. The surgeon's manual movements are filtered and scaled for the slave instruments to perform precise microsurgery. The ZEUS system can be used in combination with an independent 3-D visualization system (AESOP).

More than 300,000 surgical procedures have been performed with Computer Motion's robotic systems assistance. The AESOP (Automated Endoscope System for Optimal Positioning) system is both CE marked and FDA approved and has been used in over 100,000 laparoscopic and endoscopic procedures. The duration of several types of endoscopic surgery was reportedly faster using AESOP, with voice control felt to be more efficient and faster than either the foot or hand control.

The robot is attached to the side of the surgical table and can grasp any rigid laparoscope. The advantage of AESOP was demonstrated by Kavoussi et al.[2] (in a comparison of robotic vs.human laparoscopic camera control. In 11 patients requiring bilateral procedures, robotically controlled camera positioning was used on one side and compared to traditional hand control on the contra lateral side. They found robotically controlled positioning was significantly steadier with similar operative times.

Disadvantages for AESOP include the constant voice commands, which may be distracting. In addition, the voice control is slower compared to the rapid camera movements achieved by an experienced assistant. AESOP is intended

to facilitate solo-surgeon laparoscopic procedures; however, the surgeon may still need an assistant for control of the fourth laparoscopic port.

The Intuitive Surgical Inc, (US) da Vinci telemanipulator consists of three or four robotic arms in one set fixed on one common column, placed near the operating table. In opposite to AESOP system daVinci arm for camera holding is integrated with all robotic arms. Today approximately 400 *da Vinci* Systems have been installed worldwide, its application have been described in thousands of scientific publications and presentations. It is CE marked and FDA approved and used in over 300 hospitals in America and Europe. The da Vinci was used in at least 16,000 procedures in 2004 and sells for about 1.3 million dollars.

In Europe the Armstrong Healthcare Ltd (UK) produced telemanipulator EndoAssist. A robot system EndoAssist holds a conventional laparoscopic telescope and camera, coordinated by the surgeon's head movements. EndoAssist (CE marked and cleared by FDA) has also been used in telesurgical applications with control via a joystick communicating with the robot over a telephone line. In comparison with AESOP is rather not popular - about thirty systems installed worldwide now and has been used in several thousand clinical procedures.

5. Robin Heart Vision Descripton

Mechanical construction of RiH Vision (fig.1a) is based on the prototype surgery telemanipulator Robin Heart® developed and tested in FCSD between 2000-2005 (fig.1b). [4],[5].

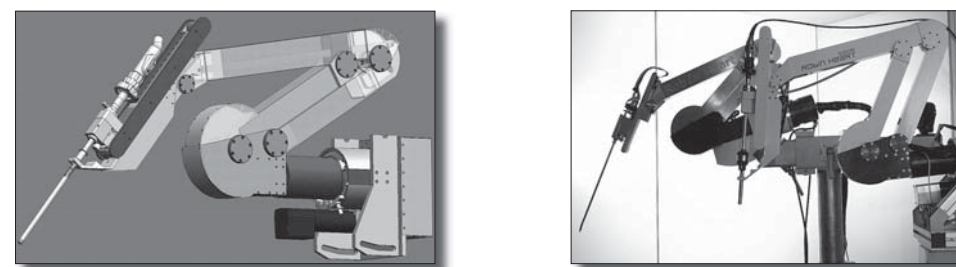


Fig.1 The Model of Robin Heart Vision (a) and the picture of real arm RHVision in the foreground together with Robin Heart prototype in background (b).

Basic idea of the manipulator Robin Heart consists of mechanisms realizing fixed in space "constant point", composed of two closed kinematics' chains [4],[5]. The first loop is in fact a typical parallelogram mechanism, used as a transmission mechanism coupled with the second one realized inverse

mechanism. By special connection of two rotations coupled by constant angle internal link, the mechanism can change external angle to approximately 150 degrees. The first degree of freedom (DOF) is driven by electric, brushless motor integrated with planetary gear. The second (range up to 120 degrees doubled system of parallel mechanisms) and third DOFs (the parallel mechanisms eliminates the necessity of using a linear slideway) are driven by brushless motors, roller screws and system of strings. All four DOFs uses Maxon® DCBL motors with hall sensors and digital encoders as a control loop position sensor. The construction makes possible fast and not complicated disconnection the drive part of the bunch from the manipulating part.

Simultaneously to works on mechanical construction the surgery procedure planning with the application of RiH Vision took place. Choreography of whole robotic surgery set - including tool arm (RiH) and endoscopic channel holder (RiH Vision) placed next to surgery table was performed both in created in our team virtual environment (fig.2a) using EON® software and in real condition (fig.2b).

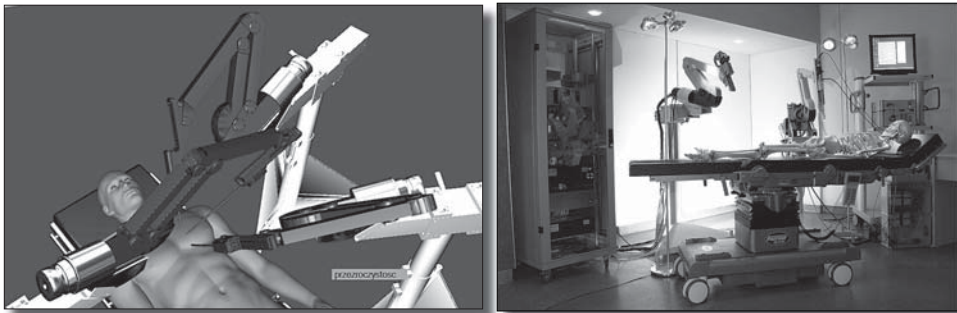


Fig.2 3D model of virtual operation room with RH & RHVision robots (a) and real training set up with RH1 & RHVision prototypes (b).

Control system of Robin Heart Vision.

The main idea of control system is common for all described cardio-surgical systems (including Zeus and daVinci systems). The main task of Master-Slave teleoperator is reliable mapping of surgeon hand movements (temporal values of position/velocity/acceleration or other physical quantity) onto the movements of tool arm, through calculation of control signals for its motors.

Technical requirements of Robin Heart surgical tele-manipulator control system could be listed below:

- frequency of updating signals in the main control loop for translating the Master arm commands into the Slave arm movements, which ensures fluent work should be at least 1000 [Hz],

- satisfactory precision of surgery procedures, taking into account the small sizes of anatomical objects (e.g. 1 mm diameter of coronary vessels) should be guaranteed by the positioning accuracy and resolution equals at least 0.2 [mm],
- delay between Master and Slave arm movement should be lower than acceptable limit: $T_{DEL_MIN} = 50 [ms]$
- possibility of scaling the movements between the operator and the arm with surgical tool,
- an introduction apart from position surgeon commands (by means of master arm) also other forms of communication with system (e.g. voice control), to increase the comfort and ergonomics of the user interface,
- elimination of surgeon hands tremor,
- optional possibility of the “mirror” movements effects reduction.
- Hardware and software movement limit detection on particular axis
- Communication with host computer (RS, Ethernet) to change work parameters and monitor current state of the system
- Optionally, introduction of force feedback with the possibility of scaling of the force (or others: audio-visual, termical or mechanical - vibrations) sense, passing to operator.

System of motor (Maxon DCBL motors, EC&ECPowerMax family) drivers has a distributed structure, where every motor unit assigned to particular DOF has its control PID unit with very advanced communication and safety systems (EPOS®, Maxon) placed next to it. All driver units are connected in serial CAN bus. Mentioned above assumptions were fulfilled in implemented control system based on digital signal processor (DSP) specialized for motor control, working as central unit (fig.3). Main parts of Robin Heart Vision control system are following:

- Master tool interface.** Depending of type of Master tool (see below) signals from digital encoder sensors (A,B,I) or analogue voltage output (anal. gyroscopes) are translated to common, universal SPI serial bus. In case of Master tools cooperating with PC (joystick and voice recognition system) USB bus is used as a communication channel to system
- Central unit.** Input signals acquired and translated from Master tool are processed, where several control algorithms are implemented:
 - forward kinematics of Master tool
 - options: scaling, tremour removing
 - inverse kinematics of Slave arm
- Communication unit.** Control system is an autonomous module working in real time system. Communication with host industrial PC realized by USB, Ethernet or BlueTooth protocol is applied only for system parameter changing and monitoring.

Designed structure of control system is planned to be redundant, where apart from basic information channel the second one for safety improvement is added. Pararely two control channels compute the same required data but using different / doubled sensors (both of Master and Slave tool). In every iteration cycle two groups of computed data are compared and in case of difference greater then set limit, immediate stop command with the highest proritet is send to all motors to detect and prevent possible emergencies.

Several Master tools for endoscope manipulator were developed to test different ways of introducing command to system by surgeon/operator:

- manually controlled tool base on classical laparoscopic structure with relative encoder sensors
- head movement command interface by means of MEMs gyroscope sensors and digital output (SPI) MEMs accelerometers
- voice control commands (on current stage using PC software for speech recognition)
- PC based wireless joystick

6. Test results

Preliminary tests carried out for Robin Heart Vision consisted on several stages, where using different methods the external displacement and trajectory of the arm was recorded and evaluated by the comparison with required data. In this paper we present two testing procedures.

6.1 Technical evaluation of Robin Heart Vision by means of digital micrometer fixed to prepared testing stand.

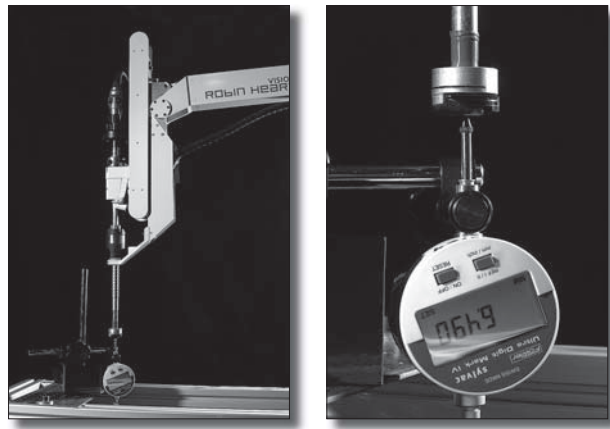


Fig.5 Movement range measurement stand by means of digital micrometer with PC communication

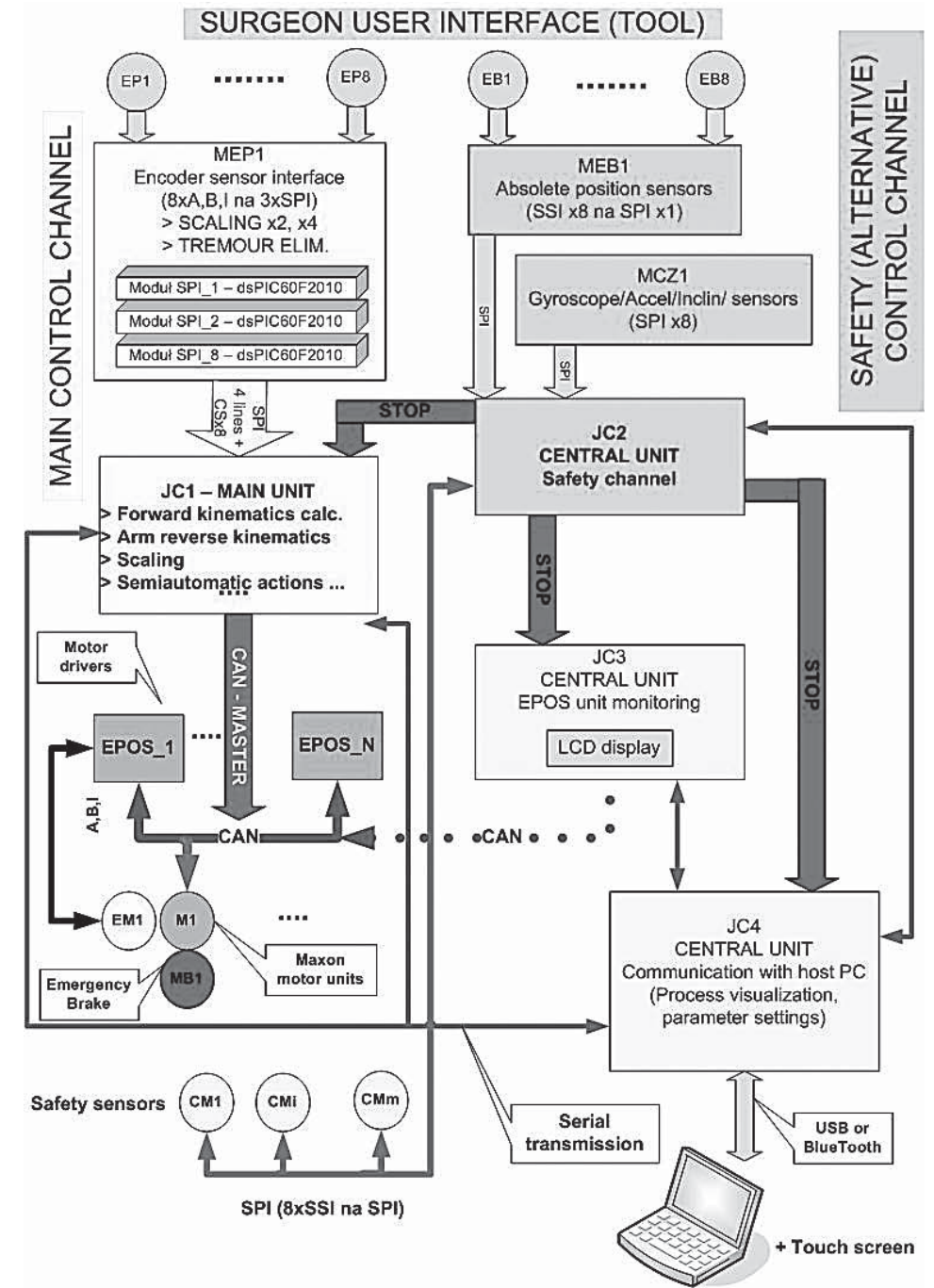


Fig.3. Structure of Robin Heart Vision control system

6.1.1 Verification of the movement range for particular DOFs:

Range of movement	DOF1 [deg]	DOF2 [deg]	DOF3 [mm]	DOF4 [deg]
	187	117,5	Effect. range :165 Max. range :400	350

6.1.2 The assessment of arm positioning resolution:

	DOF1 [mm]	DOF2 [mm]	DOF3 [mm]	DOF4 [mm]
Resolution	0.2	0.2	0.1	0.1

6.1.3 The test of arm precision during the repeat test - registration of the real external trajectory for every of n=100 constant position movements.

	DOF1	DOF2	DOF3	DOF4
Max [mm]	12,486	8,672	9,844	3,157
Min [mm]	12,466	8,625	9,791	3,024
Mean [mm]	12,473	8,668	9,820	3,109
Std. dev. [mm]	0,0054	0,0075	0,013	0,021

6.1.4 Hysteresis test

Consecutive n movements with incremented (1.phase) and decremented (2.phase) commanded position (x_i) during “forward” and “backward” phases (1):

$$x_i = x_0 + i * step ; i = \{1..n..1\}; x_0, step \in Z \quad (1)$$

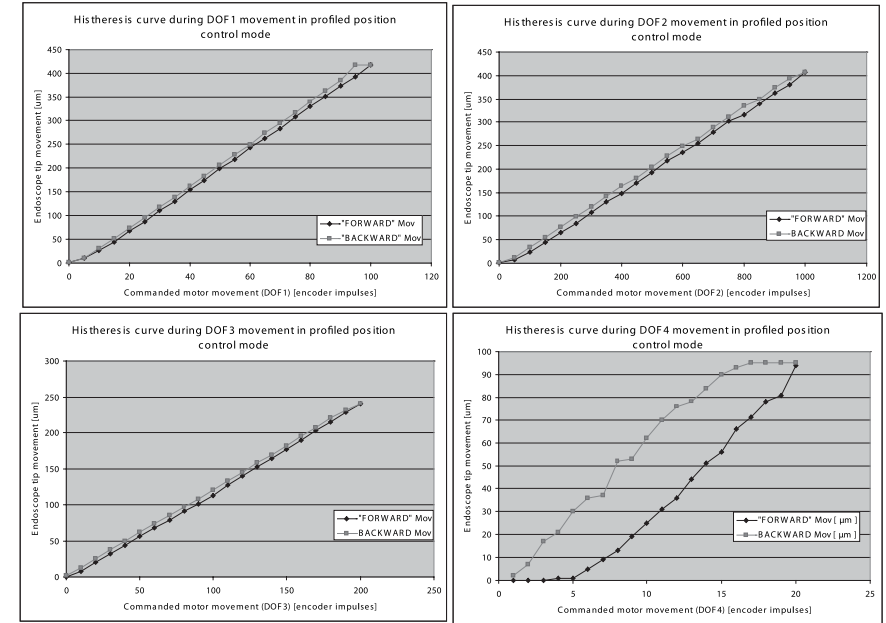


Fig.4. Results of hysteresis tests for DOF1-DOF4.

6.2 Visualization tests.

System of three digital cameras synchronize record the movement of robotic system with special markers fixed to its characteristic points (mainly joints and linear movement parts) (fig.6). Trajectories recorded from different cameras are combined and analyzed in specific image analysis software to compute real external trajectory of robot arm.

Synchronize recording of ‘Slave’ arm movements, reflecting operator command movement using head movement interface was also performed and trajectories for both ‘Master’ and ‘Slave’ tools are presented (fig.7).

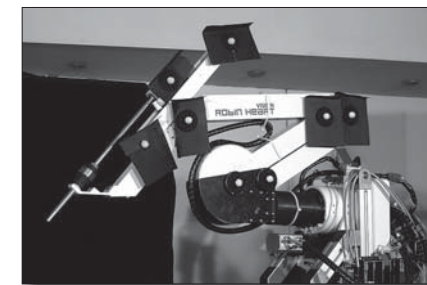


Fig.6. Robin Heart Vision prepared for visualization test. System of external trajectory recording using several digital cameras, markers and image analysis method



Extracted angle for DOF2 of robot arm



Extracted angle operator head movement



Fig.6. Robin Heart Vision prepared for visualization test. System of external trajectory recording using several digital cameras, markers and image analysis methods

7. CONCLUSION

Preliminary tests stage allowed to verify the functional and technical assumptions of the project and to reveal some defects, which currently are removed. The future of robotic surgery has significant potential what verified in many clinical applications. The procedure completed without the need for an additional assistant is called as “solo surgery.” Robotic assistance has enabled a solo surgery approach [6]. The most popular, over 130 000 application, was the voice controlled robotic arm (AESOP-Automated Endoscope System for Optimal Positioning) provided a stable and precise video image with excellent exposure of all valvular and subvalvular structures, heart and vessels. This factor enable also the decreasing of surgery time.

Semiautomatic controlled telemanipulator for camera holding during minimal invasive surgery will be in closest years, one of the necessary equipment reducing the operation costs (in relation to conventional operation) and shortening of time of hospitalization directly after operation and above all with diminution of number of surgical complications.

The project of robotic endoscopic camera - Robin Heart Vision is the consequence of successfully finished of research project led by FRK in years 2000-2003. Tested in laboratory our robots they showed correctness of construction and control. We have agreement of ethical committee onto first experiments on animals now. Planned start of experiments is the summer of 2007. According to a plan the first arm for animal experiment will be just the RHVision for camera holding.

Acknowledgement: Project of Robin Heart robot was supported by the research grant KBN 8 T11E 001 18, and currently by the project PW-004/ITE/02/2004, Foundation for Cardiac Surgery Development and many sponsors, which only Vattenfall® and PKO BP SA Bank is mentioned here. Authors thank all person, which contributed the creation of Robin Heart Vision.

REFERENCES

- 1 Z. Nawrat; P. Kostka: „Polish Cardio-robot ‘Robin Heart’. System description and technical evaluation”. THE INTERNATIONAL JOURNAL OF MEDICAL ROBOTICS AND COMPUTER ASSISTED SURGERY. Int J. Med Robotics Comput Assist Surg 2006; 2: 36-44. Published online 6 March 2006 in Wiley InterScience, DOI:10.1002/rcs.67
- 2 Kavoussi LR, Moore RG, Adams JB, Partin AW. Comparison of robotic versus human laparoscopic camera control. J Urol, 1995;154:2134-2136.)
- 3 Z. Nawrat: Perspectives of computer and robot assisted surgery for heart assist pump implantation. 64th ICB Seminar on Assessment and Mechanical Support of Heart & Lungs, Warsaw, Poland, on November 6th-10th 2001. Wyd.Polska Akademia Nauk, Międzynarodowe Centrum Biocybernetyki, Warszawa 2003, str. 130-150
- 4 Nawrat Z, Podsedkowski L, Mianowski K, Wroblewski P, Kostka P, Baczynski M, Malota Z, Granosik G, Jezierski E, Wroblewska A, Religa Z. RobIn Heart in 2002 - actual state of Polish Cardio-Robot. Proceedings of the IEEE 3rd International Workshop on Robot Motion and Control, 2002. RoMoCo '02; 2002 Nov 9-13; pp.33 -38.
- 5 Nawrat Z, Małota Z, Kostka P, Religa Z. Polish project of telemanipulator for cardiac minimal invasive surgery with preplanning and advisory system - assumptions and actual state of the art of RobInHeart. The IEEE 7th International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics - MMAR 2002, 2002 Aug 28-31; Miedzzydroje, Poland; pp.917-922.
- 6 Mohr FW, Onnasch JF, Falk V, Walther T, Diegeler A, Krakor Schneider F, Autschbach R. The evolution of minimally invasive valve surgery--2 year experience. Eur J Cardiothorac Surg. 1999 Mar;15(3):233-8; discussion 238-9

Robotics Applied to Minimal Invasive Surgery in Latin America.

Vera Z. Pérez and Luis B. Gutiérrez

V. Z. Pérez is with the Department of Electronic Engineering, Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, Colombia. (e-mail: vera.perez@upb.edu.co)

L.B. Gutiérrez, is with Department of Electronic Engineering in Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, Colombia. (e-mail: lbgutie@ieec.org); URL: Grupo de Automática y diseño: <http://amasd.upb.edu.co/>.

Abstract:

The application of robotics in minimal invasive surgery (MIS) has boomed on a worldwide level because of the advantages that it offers to the patient: reduction of the size of the incisions and the risk of hemorrhages and complications, decrease in hospital costs and inpatient convalescence, permitting the patient to return quickly to preoperative activity. The participation of Latin America in this field of study has been initially through the training of medical personnel in USA and Europe and the subsequent utilization of commercial robots in Mexico, Argentina and Brazil. Additionally, countries like Mexico and Colombia have advanced research projects in robotics, aiming to develop systems for future applications in laparoscopic surgery and stereotaxy. The problem for the development of research projects in the medical robotic area in Latin America has been economic; nevertheless, the employment of advanced technology would provide better quality service and therefore a healthier population.

Index Terms:

Computer - guided surgery, Robotic surgery, Stereotactic surgery, Telepresence, Telesurgery

Zastosowanie robotyki w chirurgii małoinwazyjnej w Ameryce Południowej.

Streszczenie:

Ogromny postęp w rozwoju i stosowaniu chirurgii małoinwazyjnej (MIS) na całym świecie wynika z zalet wynikających z ich stosowania dla pacjentów jak: znaczne zmniejszenie inwazyjności procedur chirurgicznych przez redukcję wymiarów nacięć w skórze, zmniejszenie ryzyka zakażeń i komplikacji, zmniejszenie kosztów poprzez szybszy proces gojenia i wymagany czas przebywania pacjenta w szpitalu. Rozwój tej dziedziny w Ameryce Południowej to przede wszystkim szkolenie kadry medycznej w USA i Europie oraz pojedyncze ośrodki wyposażone w komercyjne telemanipulatory dla wspomagania MIS, w Meksyku, Argentynie i Brazylii. Dodatkowo w Meksyku i Kolumbii realizowane są zaawansowane projekty badawcze w dziedzinie robotyki medycznej dla ich przyszłych zastosowań w chirurgii. Główna przyczyna zbyt wolnego rozwoju tych dziedzin w Ameryce Płd. to wciąż aspekty ekonomiczne, jednak wprowadzanie zaawansowanych technologii w całym społeczeństwie poprawi jakość projektów i powstałych w ich wyniku produktów co powinno sprzyjać podniesieniu poziomu zdrowia.

I. INTRODUCTION

The study and application of minimal invasive surgery (MIS) grow everyday in the international scientific community. Comparative studies show the advantages of traditional surgery: reduction of incision size, decrease in pain and in the risk of hemorrhages and complications, diminution of inpatient convalescence and rehabilitation, permitting the patient to return quickly to preoperative activity[1-6].

Nevertheless, there are some troubles with traditional MIS including stiff and inflexible surgical instruments, difficulties in tactile and force feedback, limits in the degrees of freedom, inadequate precision, poor ergonomics and problems of visualization, which arise when attempting to project two-dimensional images of a three-dimensional field [5-8].

The use of robotics offers solutions to some problems mentioned of traditional MIS and has additional advantages [9-11]:

- Smaller number of people in the operating room.
- Improvement of surgeon's skills, eliminating trembling and permitting work scale planning.

- Three-dimensional viewing in comparison with the two-dimensional viewing that traditional MIS offers.
- The learning curve for robotic surgery is shorter in comparison with the conventional laparoscopic surgery.
- The instruments used by robotic devices have the possibility to be completely sterilized and they are resistant to radiation and infection, providing security to the patient, hospital and medical personnel.
- A partial or total registration of surgical procedures that permits evaluation and training contributing to the quality of service; moreover, with the registered information, it is possible to detect error sources and perform corrective actions in subsequent practices.

The first attempts to apply robotics in medicine occurred during World War II. Today, many laparoscopic procedures have been carried out with the aid of robotics in the USA, Canada and Europe [7, 12].

Latin America began the process of incorporating robots in surgery later than those countries, but its interest in this area grows in spite of its healthcare and economical problems. Initially, the integration of robotic surgery has been through the training of medical personnel in surgical procedures with robotic assistance in the United States and Europe as are the cases of the Colombian, Juan Carlos Góngora [13], the Argentinian, Santiago Horgan [14], and the Mexican, Adrián Carvajal Ramos [4, 15]. Subsequently, there has been widespread use of commercial robots in Mexico, Argentina and Brazil. Finally, research projects in robotics in countries such as Mexico and Colombia have developed systems for future applications in laparoscopic surgery and sterotaxy. The present article reviews the incorporation of this technology and the projects developed in Latin America.

The paper is organized as follows: section II presents the description of the principal systems for robotic surgery (AESOP™, Zeus™ and daVinci) and its introduction in Latin America; section III presents the research in Mexico; section IV presents the research projects in Colombia; and section V are the conclusions.

II. ANTECEDENTS IN LATIN AMERICA

Historically, there have been many telesurgical systems used in Latin America:

A. AESOP™

Automated Endoscopic System for Optimum Positioning, shown in Fig. 1, is a robotic arm that holds the laparoscope during surgery and responds to surgeon's commands. AESOP was the first commercially available system, that

was approved by the FDA in 1994, to guide the endoscope. This device is fixed to the operating table, in such a way that a change in the surgical environment does not require repositioning of the equipment. The robot is controlled by the surgeon through a pedal or manual control and in the last versions by voice prompts [15, 16]. The control system carries out some important functions: avoids trembling, stabilizes the image, moves in different directions according to surgeon's commands, and saves in memory some selected positions so that the surgeon can return to them when necessary[17].

Many procedures and some research projects in Latin America have been developed with the different versions of AESOP.

In 2002 the Heart Institute, Rio Grande do Sul, Brazil, carried out an investigation, in which AESOP functioned as the assistant to thoracoscopy to dissect the internal thoracic artery of 9 patients. The study verified the stability of the video and the control and allowed a decrease in operating times when the surgeon was adapted to the system. Furthermore, there was a left ventricle epimyocardial electrodes implantation for multiple site heart stimulation with a multi-chamber pacemaker. [18, 19].

Zorrón et al. published in 2005 the results of an investigation conducted on 15 patients in 2004 undergoing laparoscopic cholecistectomy. In this research, developed in the Hospital Universitário Clementino Fraga Filho-UFRJ, Rio de Janeiro, the surgeon learning curve was measured, with the purpose of studying the characteristics of abdominal robotic video surgery. The results of this investigation showed that the operating time was greater than with traditional surgery, but the stability of the camera and the precision were better [20].



Fig. 1. AESOP robot

Taken from: Robotics: the Future of Minimally Invasive Heart Surgery [in line]

<http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2000_Groups/Heart_Surgery/Robotics.html>. [Consult: December 25th 2006]

However, in many countries the access to AESOP is limited. The Prates et al. studies [18] doubt the cost-effectiveness of the system in Brazil and Latin-America. The article states that, although the procedures are cheaper than traditional surgery, the initial system (console, control of video and instruments) are very expensive and the investment can only break even after many procedures.

B. ZeusTM

It is a robotic device developed by Motion Computer Incorporated, the same company that developed AESOP. It has 5 degrees of freedom (DOF) with the possibility of adding a DOF in the wrist. It has three arms: one is the AESOP endoscope and the other two manipulate the surgical instruments, see Fig. 2. The system offers viewing options in two or three dimensions with different sizes of telescopes [3, 4, 8, 10, 12]. Nevertheless, Zeus has some weaknesses: its arms work independently and there does not exist a reference system in the three-dimensional space for the integrated system [8]. An additional control pedal ceases all movements thereby avoiding accidents by inadvertent actions.



Fig 2. Zeus robot

Taken from: Robotics: the Future of Minimally Invasive Heart Surgery [in line]
< <http://www.technovelgy.com/ct/Science-Fiction-News.asp?NewsNum=227>>.
[Consult: December 25th 2006]

The Zeus system was used by the Colombian Juan Carlos G3ngora who took part in the team of surgeons that performed the first transatlantic telesurgery in 2001. The French surgeon Jacques Marescaux directed the procedure transmitting the signal by optical fiber 15000Km away [13].

C. Da Vinci[®]

This device, developed by Intuitive Surgical[®], is the only robotic system that is currently in production applied for telesurgery. In 2003 Intuitive Surgical bought Computer Motion and suspended the production of the Zeus system. The da Vinci system, see Fig. 3, consists of three fundamental parts: (a) the console as an interface between the surgeon and the robot, (b) the laparoscopic tower with a monitor to view the procedure, light source, control of the cameras, electrocautery and insufflator and (c) three fixed arms and one extra for some procedures. One of them holds the laparoscope and the others manipulate the instruments. At the end of each arm, da Vinci includes the Endowrist devices, developed and patented by Intuitive Surgical Incorporated [21].

Da Vinci translates the surgeon's hands movements into precise manipulator movements. It is not fixed to the operating table and, therefore, it is necessary to change its position by varying the operating environment. It has been utilized in abdominal, cardiac and urological procedures [1, 2, 8, 22, 23].

Da Vinci includes algorithms of very accurate control to perform different functions: the transformation of surgeon's hand movements into movements of the robot joints, the change of movement scale and filtering of trembling to provide security for the patient [9, 24].



Fig. 3. Da Vinci robot

Taken from: Robotics: the Future of Minimally Invasive Heart Surgery [in line]
< http://www.intuitivesurgical.com/corporate/newsroom/mediakit/product_images.aspx>.
[Consult: December 25th 2006]

Da Vinci robot has been utilized in Argentina since 2005, where the surgeon Santiago Horgan with the aid of two other Argentinian doctors, carried out esophagus surgery on a 34-year-old patient [14].

III. RESEARCH IN MEXICO

Mexico is the Latin American country that has had more contact with the advances of robotics applied to MIS. It has played an important role during the FDA approval phases of robotic telesurgery systems and has had its own developments in this area.

In 1996, Mosso et al. developed a software that permitted the adaptation of a robot, PUMA 6000 of Unimation, to hold the laparoscopic camera for procedures in animals. Three cholecystectomies were performed utilizing this robot, which was telemanipulated 10m away[15].

Additionally, test phases of the Zeus Project took place in the Hospital Torre Médica of Mexico in 2001. A research study conducted on 222 patients established a comparison between traditional versus robotically assisted laparoscopy in two different procedures: Nissen funduplication and cholecystectomies. The results showed that the morbidity rate was 0.9%, the learning curve was the same, the quality of the image was better in the robotic surgery and the time of procedure was shorter with traditional surgery [25].

Subsequently, after considering the high import costs factor of a robot and the commercial limitations in applying it to other fields, there was a decision to develop and construct a robot completely in Mexico. This project began in 1997 and today, after several versions, this robot, Tonatiuh, has been utilized successfully in more than a hundred procedures on a pediatric level in Mexico City [15, 16, 26].

Tonatiuh is a robot with five DOF, designed to hold a 10mm laparoscopic camera. The design of the system, includes three types of user interfaces: (1) an optoelectronic interface, that responds to the movements of the surgeon's head; (2) an interface by voice recognition that responds to 6 basic commands and another 2 to confirm the movement; and (3) an interface by a manual control which controls independently the movement of each joint using a computer keyboard as a positioning system and later, when the laparoscope is inside the abdominal cavity, a physical manual control. [16]. Fig. 4 shows Tonatiuh robot.

The test phases in animals were carried out in 2001 [27] analyzing the behavior of the system with real needs. In the same year, the first test on human beings was performed; it was a hysterectomy on a 36-year-old patient with uterine myomatosis [28], showing the utility of the robot in this type of gynecological procedures.



Fig 4. Tonatiuh robot, 2002. Taken from: [15]

Moreover, in 2002, a breakthrough from the point of view of communications was achieved when two laparoscopic cholecystectomies were performed in Chiapas. The procedures were assisted by Tonatiuh teleoperated 4m away. The transmission was broadcasted directly to medical personnel in 19 telediagnostic centers and auditoriums around the country. Doctors in Mexico City, located 1.277Km away were able to advise and provide information during the procedure. In this case the surgical times were longer than in conventional laparoscopies and permitted the analysis of some important requirements of the robot's location during surgery and, additionally, determined some advantages and disadvantages of involving the instructions of surgeons at a distance [29]. Finally, a hands-free navigation system design for surgeons has been worked out. The design frees the robot from the operating table and is attached to the doctor's thorax, allowing for shorter operating times, but fatiguing the surgeon [15].

IV. RESEARCH IN COLOMBIA

Several research groups in Colombia have been working on robotics projects applied to surgery. The Robotics and Automation Group in The Universidad Pontificia Javeriana in Cali in cooperation with the "Centro Médico Imbanaco" is working on a project to design and develop a stereotaxic robotic computational system prototype to improve greatly the precision and quality of transpedicular instrumentation surgeries. This project seeks to demonstrate the viability of this application on patients [30].

At the same time, the "grupo de I+D en Automática Industrial" of the Universidad del Cauca is beginning some investigations in robotics applied to surgery. This group is working on projects for the creation of a simulated environment for laparoscopic procedures, the definitions of trajectories on a laparoscopic cholecystectomy and the idea of translating that simulation to three dimensions.

In the “Centro de Investigaciones en Bioingeniería” (GIBIOING) of the Universidad Pontificia Bolivariana, two prototypes of robots have been developed: ISOTAX and KIRUBOT.

A. ISOTAX

In 1997 by the initiative of neurosurgeon Carlos Jaime Yepes, the prototype “ISOTAX” was designed. It is a system for the execution of neurosurgical procedures. It is composed of two elements: a table of coordinates and a stereotactic framework in which a surgical arm is adjusted and where a stereotactic needle or an electrode is fixed.

Subsequently, other versions of the prototype and its automation have been developed, in search of an affordable system that can carry out the presurgical planning and can be adapted to the conditions and needs of the environment. ISOTAX counts on a mechanical system, see Fig. 5, a movement control system based on power drives and data acquisition cards, and a software developed with virtual instrumentation as the user interface. The geometric study carried out on the prototype determined the orientation of the needle, which indicates the path that includes the incision point, the treatment point and the origin of coordinates (center of the circle), to guarantee that the principle of centered arc is complied with [31].

The doctor then inputs two points with Cartesian coordinates X, Y, Z, that represent the place of the incision and the location of the area to explore; the system indicates if the points are correctly located to respond to the conditions of centered arc and when this condition is met, automatically the set points for the different control loops are established, in this way moving the needle in the direction of penetration.

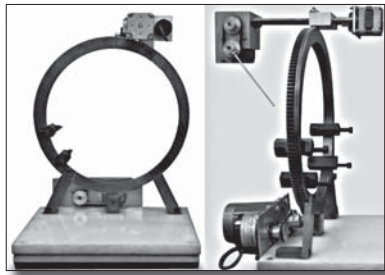


Fig 5. Prototype ISOTAX robot

A validation phase was carried out to determine the precision and accuracy of the system, as well as to evaluate the actual design characteristics and to anticipate any future design needs [31].

B. KIRUBOT

KIRUBOT is a prototype with four degrees of freedom with rotational joints for future applications in surgery, see in Fig. 6. The mechanical system is based on the adaptation of the worm gear mechanisms to every stepper motor in the manipulator [32, 33].

The automation of the prototype was programmed using movement control tools. Additionally, the automation software incorporates the performance of the robot in its environment. It has an initial positioning option and an autonomous movement option in a three-dimensional system. With this last option, the subsequent movements will be directed by the surgeon in the future with the aid of an optimum viewing system.

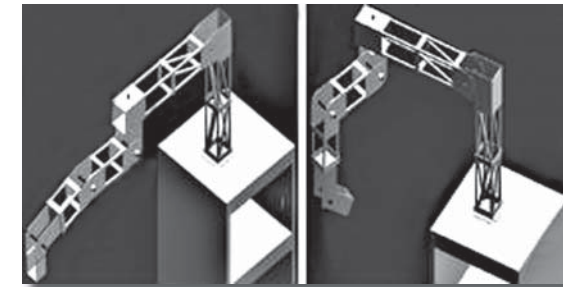


Fig 6. KIRUBOT prototype robot

V. CONCLUSIONES

In the last three decades there has been much work in the topic of robotics applied to MIS around the world. The AESOP™, Zeus™ and daVinci systems are in the last stage of the design process, because they have been already implemented with FDA approval. The applications of robotics to minimal invasive surgery in Latin America initially have been in the training of medical personnel for using the devices mentioned above. Nevertheless, the high cost to acquire those systems has created the need to evaluate the possibility of constructing devices in countries like Mexico and Colombia.

The implementation of new technologies implies during the initial phases high costs, limited security compared with previous technologies and doubts with respect to its operation, but these diminish when the technology is perfected, because the costs of the services will decrease and acceptance and credibility will grow. The robot Tonatiuh constructed in Mexico is in the final design, adjustments and implementation phases, since tests on animals and people have been carried out, while the systems in Colombia are in the early stages, the initial prototype and the evaluation phase. It is important to continue

developing research projects that contribute solutions to the different problems present inside the operating room, especially those problems particular to Latin America.

Bibliography:

- 1 Hanly, E.J., et al., *Multiservice laparoscopic surgical training using the daVinci surgical system*. The American Journal of Surgery, 2004. 187(2): p. 309-315.
- 2 Glasgow, R.E., K.A. Adamson, and S.J. Mulvihill, *The benefits of a dedicated minimally invasive surgery program to academic general surgery practice*. Journal of Gastrointestinal Surgery, 2004. 8(7): p. 869-873.
- 3 Hanly, E.J. and M.A. Talamini, *Robotic abdominal surgery*. The American Journal of Surgery, 2004. 188(Supplement 1): p. 19-26.
- 4 Fogel, H.S.M., *Cirugía robótica en México. Los sistemas inteligentes, perspectivas actuales y a futuro en el ámbito mundial*. Revista Mexicana de Cirugía Endoscópica, 2003 4(1): p. 45-50.
- 5 Preusche, C., T. Ortmaier, and G. Hirzinger, *Teleoperation concepts in minimal invasive surgery*. Control Engineering Practice, 2002. 10(11): p. 1245-1250.
- 6 Costi, R., et al., *Robotic fundoplication: from theoretic advantages to real problems*. Journal of the American College of Surgeons, 2003. 197(3): p. 500-507.
- 7 Hashizume, M., et al., *A new era of robotic surgery assisted by a computer-enhanced surgical system*. Surgery, 2002. 131(1, Supplement 1): p. S330-S333.
- 8 Marohn, C.M.R. and C.E.J. Hanly, *Twenty-first century surgery using twenty-first century technology: Surgical robotics*. Current Surgery, 2004. 61(5): p. 466-473.
- 9 Maniar, H.S., et al., *Comparison of skill training with robotic systems and traditional endoscopy: Implications on training and adoption*. Journal of Surgical Research, 2005. 125: p. 23-29.
- 10 *Cirugía robótica*. Documento de apoyo. Doctorado en electrónica: captación multisensorial y sistemas robóticos. 2006 3/1/07 [cited 2006 6/12/2006]; Available from: http://www.depeca.uah.es/docencia/doctorado/cursos04_05/83190/Documentos/Cirurgiarobotica.pdf.
- 11 Sung, G.T. and I.S. Gill, *Robotic laparoscopic surgery: a comparison of the Vinci and Zeus systems*. Urology, 2001. 58(6): p. 893-898.
- 12 Buell, J.F., et al., *An initial experience and evolution of laparoscopic hepatic resectional surgery*. Surgery, 2004. 136(4): p. 804-811.
- 13 Jiménez, A.B., *Puntadas antioqueñas en cirugía trasatlántica, in El pulso. 2001: Medellín*.
- 14 *Giubellino, G., Realizaron en el país la primera cirugía robótica de Latinoamérica, in Clarín. 2005: Buenos Aires*.
- 15 Mosso V, J., et al. *From Puma of Unimation 6000 Robot to Tonatiuh Robot and Hand Free Navigation System*. [cited 2006; Available from: <http://www.eu-lat.org/eHealth/Mosso-et-al.pdf>].
- 16 Mosso-Vázquez, J.L., et al., *Brazo robótico para sujetar y posicionar laparoscopios. Primer diseño y construcción en México*. Cirugía y Cirujanos, 2001 69(6): p. 295-299.
- 17 Obando, M.A. and J.H. Payne, *The future application of the robotic arm (Automatic Endoscopic System for Optimal Positioning or AESOP) with voice recognition in sinus endoscopic surgery*. Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery, 2003. 14(1): p. 55-57.
- 18 Prates, P.R.L., R.T. Sant'anna, and I.A. Nesralla, *Endoscopic harvest of internal thoracic artery with robotic assistance*. Rev Bras Cir Cardiovasc, 2004. 19(2): p. 179-182.
- 19 Sant'anna, R.T., et al., *Robotic systems in cardiovascular surgery*. Rev Bras Cir Cardiovasc, 2004. 19(2): p. 171-178.
- 20 Zorrón, R., et al., *Videocirugía robótica: estudio clínico prospectivo na colecistectomía laparoscópica*. Rev. Col. Bras. Cir., 2005 32(4): p. 183-187.
- 21 *Endowrist instruments & Accesories*, I. surgical, Editor. 2005.
- 22 Dupeyrat, A.C. and G.H. Ballantne, *Sistemas quirúrgicos robóticos y telerobóticos para cirugía abdominal*. Revista Gastroenterología Perú, 2003. 23: p. 58-66.
- 23 Camarillo, D.B., T.M. Krummel, and J. Salisbury, J.Kenneth, *Robotic technology in surgery: Past, present, and future*. The American Journal of Surgery, 2004. 188(Supplement 1): p. 2-15.
- 24 Morgan, J.A., et al., *Advanced thoracoscopic procedures are facilitated by computer-aided robotic technology*. European Journal of Cardio-Thoracic Surgery, 2003. 23(6): p. 883-887.
- 25 Ramos, A.C., *Cirugía robótica*. Cirujano General, 2003. 25: p. 314-320.
- 26 López, P., *Suma "Tonatiuh" más de cien cirugías*, in Reforma. 2005: Mexico city. p. 2-C.
- 27 Mosso-Vázquez, J.L., et al., *Navegación endoscópica asistida por un robot en animal de experimentación*. Cirugía y Cirujanos, 2002 70(5): p. 346-349.
- 28 Mosso-Vázquez, J.L., et al., *Histerectomía vaginal video asistida a través de un brazo robótico. Reporte de un caso*. Cirugía y Cirujanos, 2002 70(2): p. 105-108.
- 29 Mosso-Vázquez, J.L., et al., *Colecistectomías laparoscópicas asistidas por un robot y teleguiadas vía satélite en México*. Cirugía y Cirujanos, 2002 70(6): p. 449-454.
- 30 Colciencias. *Curriculum Vitae Andrés Jaramillo*. 2006 [cited 2006; Available from: http://garavito.colciencias.gov.co/pls/curriculola/gn_imprime.visualiza_cvlac?f_check=DUMMY&f_check=0&f_check=1&f_check=2&f_check=3&f_check=4&f_check=7&f_check=5&f_check=6&f_check=15&f_check=16&f_check=8&f_check=9&f_check=10&f_check=12&f_check=17&f_check=13&f_check=11&f_check=14&f_check=21&f_check=19&f_check=20&f_tpo=P&f_fmt=H&f_padrao=A&f_plv=0&f_setor=0&f_area=0&f_per_atu=0&f_ano_atu=&f_inf=1&f_cit=1&f_per_prod=0&f_ano_prod=&f_cod=0000062650].
- 31 Gutiérrez, J. and C. Medina, *Prototipo de robot para neurocirugía -ISOTAX III- fase de desarrollo del control de movimiento utilizando herramientas de National Instruments., in Facultad de Ingeniería Electrónica. 2006, Universidad Pontificia Bolivariana Medellín. p. 69*.
- 32 Pérez, V. and H. Posada, *KIRUBOT. Fase II: Automatización con instrumentación virtual del prototipo de brazo robótico ayudante en cirugía, in Facultad de Ingeniería Electrónica. 2002, Universidad Pontificia Bolivariana: Medellín. p. 165*.
- 33 Arana, A. and C. Arango, *Diseño y construcción de KIRUBOT: Brazo robótico ayudante de cirugía, in Facultad de Ingeniería Electrónica 2001, Universidad Pontificia Bolivariana: Medellín*.

TrEndo – a system for tracking minimally invasive surgical instruments during training

Magdalena K. Chmarra, Jenny Dankelman

Department of BioMechanical Engineering, Faculty of Mechanical, Maritime and Materials Engineering, Delft University of Technology, Delft, The Netherlands

Corresponding author:

Magdalena K. Chmarra, MSc

Delft University of Technology

Faculty of Mechanical, Maritime, and Materials Engineering

Department of BioMechanical Engineering

Mekelweg 2

2628 CD Delft

The Netherlands

Tel: 31-15-27 83 514

Fax: 31-15-27 84 717

e-mail: m.k.chmarra@tudelft.nl

TrEndo – system dla śledzenia ruchu narzędzia małoinwazyjnego podczas treningowych symulacji chirurgicznych.

Streszczenie:

Tematem pracy jest oryginalne urządzenie treningowe -TrEndo - umożliwiające śledzenie ruchu narzędzia laparoskopowego podczas symulacji małoinwazyjnej operacji (MIS MiniInvasive Surgery) chirurgicznej. TrEndo składa się z mechanizmu typu przegub Cardana z trzema optycznymi sensorami myszy komputerowej. Przegub pozwala na ruch narzędzia MIS w czterech stopniach swobody, optyczne sensory pozwalają na dokonanie pomiaru przemieszczenia. Testy dokładności TrEndo wykonane za pomocą frezarki wykazały, że rozdzielczość liniowa TrEndo wynosi 0.06 mm zaś kątowa - 1.27° dla rotacji narzędzia MIS dookoła jego osi. Rozdzielczość kątowa dla rotacji dookoła punktu nacięcia jest 0.23°. Dokładność TrEndo jest wyższa niż 95%

i, dlatego, pozwala śledzenie przemieszczenia narzędzi stosowanych w MIS. Testy TrEndo wykonane podczas treningu MIS pokazały, że jest skutecznym narzędziem oceny stopnia zaawansowania, doświadczenia chirurga. Dlatego autorzy uważają że jest to bardzo użyteczne narzędzie w procesie uczenia, treningu chirurgii małoinwazyjnej..

Abstract

A device for tracking minimally invasive surgical (MIS) instruments in training setups - TrEndo - has been developed. The TrEndo consists of a gimbal mechanism with three optical computer mouse sensors. The gimbal guides the MIS instrument in four degrees of freedom, while optical sensors measure the movement of the instrument. Tests of the TrEndo performed using a milling machine showed that the smallest movement recognized by the TrEndo is 0.06 mm for translation and 1.27° for rotation of the MIS instrument around its axis. The smallest measured angle for rotation around incision point is 0.23°. The accuracy of TrEndo is higher than 95% and, therefore, allows tracking the movements of the MIS instrument. Tests of the TrEndo performed in the MIS training setup showed that the TrEndo distinguishes differences in performance of subjects with different level of experience. Therefore, it is feasible to use the TrEndo as a tracking device in MIS training setups.

Introduction

Minimally invasive surgery (MIS, e.g. laparoscopy) is performed using special long instruments inserted into the patient's body through small incisions in the skin. These MIS instruments can be manipulated in two ways: directly by a surgeon or by a robot that is manipulated by a surgeon. In both cases, the safe use of MIS instruments can be obtained during training of the basic (operative) skills [1].

Currently, residents learn MIS skills while operating (under the supervision of an expert) on patients or animals. This way of training is expensive, potentially unsafe, not ethical, and not standardized [2, 3]. It has already been proven that training outside the operating room (OR) - in a skills lab - is efficient. Therefore, various facilities, such as box-trainers and virtual reality (VR) trainers, are being developed [4, 5]. The box trainer presents realistic environment where the force feedback is obtained due to the use of real MIS instruments. The VR trainer presents less realistic (virtual) environment for training MIS skills, where the imitations of MIS instruments are often used. However, these training facilities are rarely used in a daily practice, since it is not obligatory to gain a certain level of basic MIS skills before being allowed to

operate on the patient. Moreover, training facilities do not provide standardized objective assessment of basic MIS skills, which would quantify and qualify competences of the user [6-8].

In the literature, it has been demonstrated that motion analysis is a valuable assessment tool in training of basic MIS skills [9-11]. However, in order to use motion analysis as the assessment tool in box and VR trainers, a system is needed to track and record these motions. The aim of this study is to develop a simple and low-cost device that tracks the movements of a standard MIS instrument in both box and VR trainer. The accuracy of the system has to be determined, and the system has to be evaluated in a training setup.

TrEndo tracking system

The main principle of the developed prototype - TrEndo (Tr, tracking; Endo, endoscopy) - is to mimic the incision (pivoting) point by means of a gimbal mechanism, and to measure the movements of the instrument by means of three optical sensors (Fig.1) [12]. Due to the use of two-axis gimbal mechanism, TrEndo allows realistic manipulation of real MIS instrument in four degrees of freedom (DOFs): translation of the instrument along its axis (1st DOF), rotation of the instrument around its axis (2nd DOF), left-right (3rd DOF), and forward-backward (4th DOF) rotations of the instrument around the incision point (Fig.2).

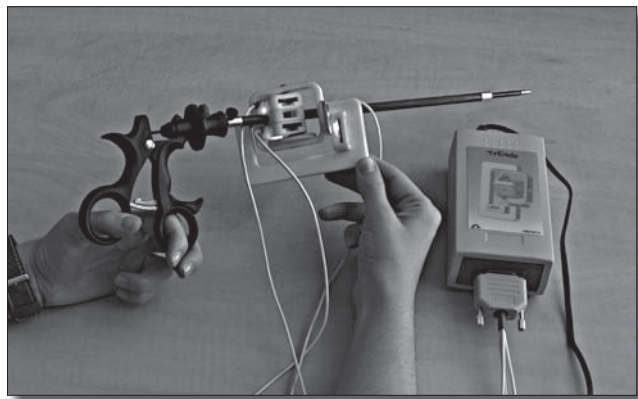


Fig.1: The TrEndo tracking system for guiding and measuring real MIS instruments in training setups.

Optical sensors from a computer mouse enable contactless measuring of the instrument and easy access to the computer through a standard USB port. Combination of the gimbal mechanism and optical sensors in the TrEndo results in a universal tracking device that can be used in both box and VR trainers, and which is small, affordable and easy to produce.

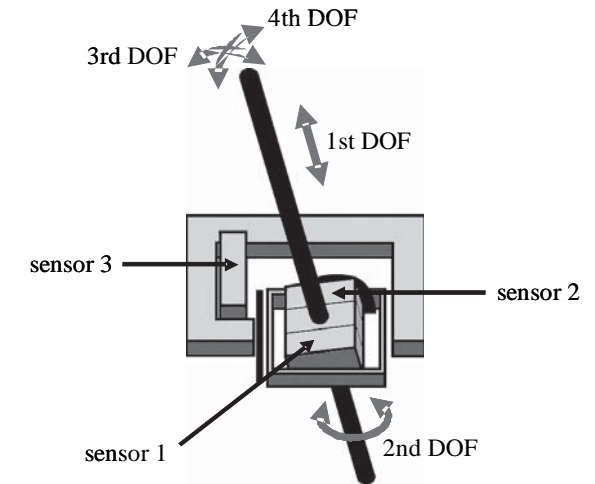


Figure 2: A schematic drawing of the TrEndo tracking system. The two-axis gimbal mechanism allows manipulation of the MIS instrument if four degrees of freedom. Sensor 1 measures the translation (1st DOF) and rotation (2nd DOF) of the MIS instrument around its axis. Sensor 2 measures left-right (3rd DOF) rotation of the instrument around the incision point. Sensor 3 measures forward-backward (4th DOF) rotation of the instrument around the incision point.

Methods

Calibration of the TrEndo tracking system

The level of accuracy and sensitivity of the TrEndo tracking system was measured using a computer-driven CNC milling machine. The milling machine allows making precise movements (up to $1 \mu\text{m}$) with different velocities, and accurate control of the position in x, y, and z directions. During the calibration, the MIS instrument was simulated by a 5 mm diameter sandblasted brass stick. Our previous study [12] showed that sandblasted brass has good surface characteristics for a computer mouse sensor. The brass stick was connected to the arm of the milling machine. The TrEndo was mounted on a box fixed to the table of the milling machine. Calibration of the TrEndo was performed independently for each DOF. Therefore, four tests were performed:

- Test 1:* the stick was translated along its axis 50 mm up and 50 mm down.
Test 2: the stick was rotated around its axis 360°.
Test 3: the stick was rotated 22° in left-right direction around the incision point.
Test 4: the stick was rotated 22° in forward-backward direction around the incision point.

During tests 1,3, and 4, movements were applied for velocities: 2000, 4000, and 6000 mm/min. During test 2, movements were applied for velocities: 10, 30, and 60 rotations/min.

Data from the TrEndo was recorded on a PC with a sample frequency of 100 Hz. The relative errors were determined in two ways: moving from point A to B (A-B) and from point A to B to A (A-B-A) in the shortest possible way. The relative error in Test 2 was determined based on the movement A-B. The relative errors were defined as the difference between the *actual* (measured by the milling machine) and *measured* (with the TrEndo) travelled distance divided by the *actual* travelled distance.

Tests of the TrEndo in MIS training setup

Gynaecologists, residents, and interns from various hospitals in the Netherlands participated in this study. Participants were divided into three groups: experts (gynaecologists with experience of more than 100 laparoscopic procedures), residents (gynaecological residents with an experience of 10-100 laparoscopic procedures), and novices (interns with no previous experience in laparoscopic procedures). The feasibility of using the TrEndo in MIS training setups was investigated by comparing the performance of subjects with different level of experience, performing a simple, one-hand positioning task in a box trainer. Movements of the MIS instrument were tracked with the TrEndo with sample frequency of 100 Hz and analysed. Three kinematic parameters (time, path length, and depth perception) were used for assessing the performance of all subjects.

Results

Calibration of the TrEndo tracking system

- Test 1:* The smallest displacement during translation of the MIS instrument that can be measured by the TrEndo is 60 μm. The maximal error was found for test A-B and occurred for the lowest velocity ($2.56 \pm 0.82\%$, mean \pm SD).

- Test2:* For the rotation of the instrument around its axis, the smallest angle measured by the TrEndo is 1.27°. The maximal mean error was obtained for the highest velocity ($-1.71 \pm 1.72\%$).
- Test 3:* The smallest angle recognised by the TrEndo during left-right rotation of the instrument around incision point was 0.22°. Mean relative errors were smaller than 0.5%.
- Test 4:* The smallest angle recognised by the TrEndo during forward-backward rotation of the instrument around incision point was 0.23°. Mean relative errors were smaller than 0.5%.

Tests of the TrEndo in MIS training setup

Nine experts, eighteen residents, and five novices participated in this study. Fig.3 presents typical instrument trajectories for an expert and a novice performing the positioning task. Experts needed 30% ($p>0.05$) less time to perform the task than residents and 53% ($p<0.01$) less time than novices. Residents needed 33% ($p<0.01$) less time than novices. Experts' mean path length was 28% ($p<0.05$) shorter than mean path length of residents, and 32% ($p<0.01$) shorter than mean path length of novices. Residents' mean path length was 6% ($p>0.05$) shorter than novices' path length. Experts' mean depth perception was 28% ($p>0.05$) better than residents' depth perception, and 32% ($p>0.05$) better than novices'. Residents' depth perception was 6% ($p>0.05$) better compared to novices' depth perception.

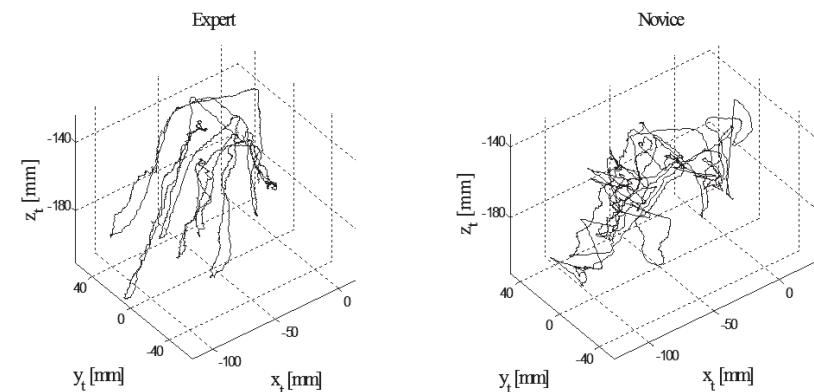


Fig.3: Typical instrument trajectories of an expert (left) and a novice (right) performing the positioning task. This figure shows that the motions of the expert separate eight points more distinctly than the motions of the novice.

Conclusions

TrEndo, a tracking system for guiding and measuring real MIS instrument in training setups has been developed. Due to the use of a gimbal mechanism and optical sensors from computer mouse, the TrEndo is an affordable and easy to produce tracking system. The experiments show that MIS instrument can accurately be tracked by the TrEndo. Since differences in performance of subjects with different level of experience in MIS can be distinguished, it seems feasible to use the TrEndo as a tracking system in MIS training setups.

Bibliography:

- 1 Hassan I et al. Improvement of surgical skills after a three-day practical course for laparoscopic surgery. *Swiss Med WKLY* 2006; 136: 631-636.
- 2 Villegas L et al. Laparoscopic skills training. *Surg Endosc* 2003; 17: 1879-1888.
- 3 Moore MJ et al. The learning curve for laparoscopic cholecystectomy. *Am J Surg* 1995; 170:50-59.
- 4 Munz Y et al. Laparoscopic virtual reality and box trainers: is one superior to the other? *Surg Endosc* 2004; 18: 485-494.
- 5 Aggarwal R et al. Laparoscopic skills training and assessment. *Br J Surg* 2004; 91: 1549-1558.
- 6 Wanzel KR et al. Teaching the surgical craft: from selection to certification. *Curr Prob Surg* 2002; 39: 573-660.
- 7 Feldman LS et al. Using simulators to assess laparoscopic competence: ready for widespread use? *Surgery* 2004; 135: 28-42.
- 8 Darzi A et al. The challenge of objective assessment of surgical skill. *Am J Surg* 2001; 181: 484-486.
- 9 Cotin S et al. Metrics for Laparoscopic Skills Trainers: The Weakest Link! *Lect Notes Comput Sc LNCS* 2002; 2488: 35-43.
- 10 Darzi A et al. Assessing operative skill. Needs to become more objective. *BMJ* 1999; 318: 887-888.
- 11 Moorthy K et al. Objective assessment of technical skills in surgery. *BMJ* 2003; 327: 1032-1037.
- 12 Chmarra MK et al. TrEndo, a device for tracking minimally invasive surgical instruments in training set-ups. *Sensor Actuat. A-Phys.* 2006; 126: 328-334.

Analiza Kinematyki Telemanipulatora Kardiochirurgicznego Robin Heart 1 z Wykorzystaniem Wideorejestracji – Badania Wstępne

MICHNIK Robert¹, ILEWICZ Grzegorz¹, JURKOJC Jacek¹, TEJSZERSKA Dagmara¹
NAWRAT Zbigniew^{2,3}

¹ Katedra Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej

² Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze

³ Śląska Akademia Medyczna

Streszczenie:

Autorzy zastosowali do wyznaczenia przebiegów czasowych wielkości kinematycznych ruchu robota Robin Heart metodę wideorejestracji. Zarejestrowano ruch robota we wszystkich możliwych położeniach łańcucha kinematycznego. Po synchronizacji obrazów z obydwu kamer w module Digatize sytemu APAS dokonano analizy kinematycznej ruchu robota: przemieszczenia, prędkości i przyśpieszenia liniowe poszczególnych markerów oraz przemieszczenia, prędkości i przyśpieszenia kątowe poszczególnych segmentów robota. Zaletą metody jest analiza kinematyki prowadzona na obiekcie rzeczywistym a nie na modelu wirtualnym. Pozwala to na weryfikację kinematyki i dynamiki rzeczywistej postaci konstrukcyjnej.

The Analysis Of Robin Heart 1 Cardiac Surgery Telemanipulator Kinematics by Means of Video Recording – Preliminary Study.

Abstract

Video recording methods were used to obtain the kinematics quantities for every positions in time domain of Robin Heart 1 telemanipulator. After the synchronization of the recording from both cameras in the module Digatize

of APAS system, kinematics analysis were carried out: movements, velocities and linear accelerations particular markers placed on all kinematics locations. The main advantage of this procedure is to perform it on real object not on a computer model. It allows to verify the kinematics and dynamics on real construction of telemanipualor.

1. WSTĘP

Jedną z metod pozwalających na wyznaczenie przebiegów czasowych wielkości kinematycznych analizowanego ruchu obiektów jest metoda wideorejestracji. Technika ta umożliwia uzyskanie sygnałów pomiarowych, generowanych przez zespół markerów rozmieszczonych na obiekcie badanym, których ruch rejestrowany jest przez jedną lub kilka kamer wideo. Metoda ta wywodzi się z badań biomechanicznych i została pierwszy raz wykorzystana w drugiej połowie XIX wieku przez francuskiego naukowca Mayera. W swoich pracach analizował ruch ciała człowieka podczas chodu rejestrując kolejne położenia ciała za pomocą kamery filmowej. Rozwój prac z zakresu biomechaniki oraz postęp w dziedzinie informatyki zaowocowały pod koniec XX wieku opracowaniem systemów do wideorejestracji pozwalających na dokładną analizę kinematyki badanego ruchu [1, 2, 3].



Rys.1. Telemanipulator kardiochirurgiczny Robin Heart 1

Przedmiotem przeprowadzanego eksperymentu była prototypowa konstrukcja telemanipulatora kardiochirurgicznego Robin Heart 1 (FRK Zabrze), która w przyszłości stanie się wysoko specjalizowanym asystentem chirurga, dzięki któremu możliwe będzie przeprowadzenie operacji małoinwazyjnej na ludzkim sercu z wyeliminowaniem niedogodności tradycyjnej operacji małoinwazyjnej. Podstawowym elementem robota rys. 1 jest równoległowod dzięki któremu uzyskuje się stałopunktowość kinematyczną i co za tym idzie możliwość zastosowania w przeprowadzaniu operacji na ludzkim sercu (spełnione zostają wymagania odnośnie przestrzeni operacyjnej jak i wymagania dotyczące ruchu narzędzia po przejściu przez port - trokar w ciele pacjenta) [4]. Zarejestrowano ruch robota we wszystkich możliwych położeniach łańcucha kinematycznego.

2. METODYKA BADAŃ

W przeprowadzonych badaniach kinematyki telemanipulatora kardiochirurgicznego Robin Heart 1 wykorzystano system rozpoznawania obrazu APAS.

Stanowisko pomiarowe składało się z komputera przenośnego połączonego z dwoma cyfrowymi kamerami wideo rejestrującymi ruch z częstotliwością 25 Hz. Kamery ustawiono pod odpowiednim kątem w stosunku do płaszczyzny ruchu robota oraz w dogodnej do rejestracji odległości. W charakterystycznych punktach robota zostały umieszczone markery odbłaskowe rozmieszczone w sposób przedstawiony na rys. 2



Rys. 2 Rozmieszczenia markerów w parach kinematycznych obrotowych



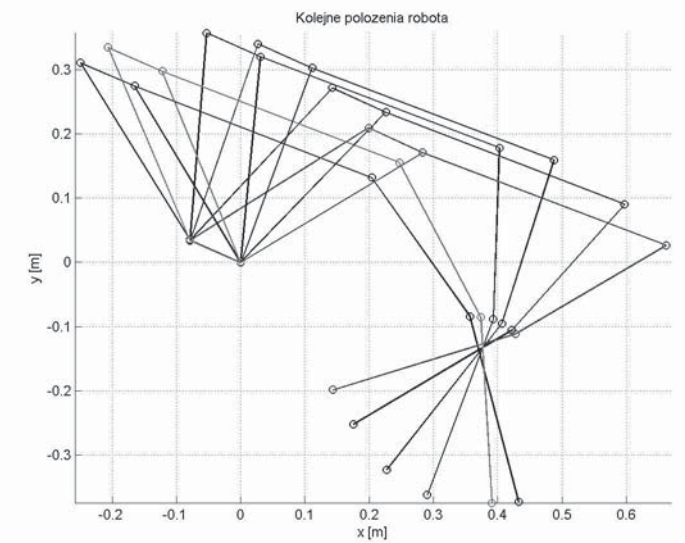
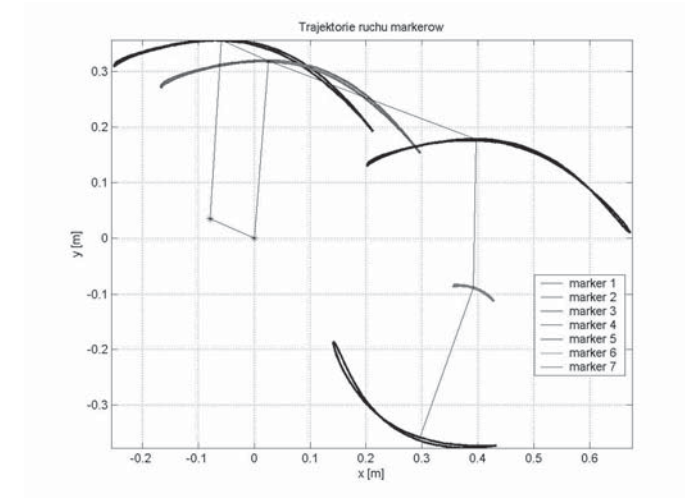
Rys. 3 Widok z dwóch kamer rejestrujących ruch robota

Zarejestrowany przez kamery obraz przesyłany został do komputera przy wykorzystaniu karty video. Po synchronizacji obrazów z obydwu kamer w module Digatize systemu APAS dokonano analizy kinematycznej ruchu robota. System APAS pozwala na automatyczne śledzenie trajektorii ruchu poszczególnych markerów. Uzyskano w ten sposób przemieszczenia, prędkości i przyspieszenia liniowe poszczególnych markerów oraz przemieszczenia, prędkości i przyspieszenia kątowe poszczególnych segmentów robota.

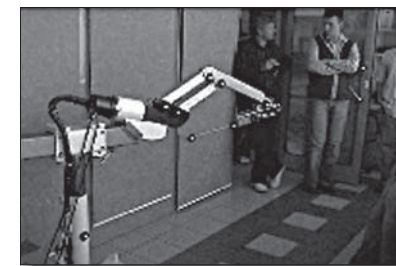
3. WYNIKI BADAŃ

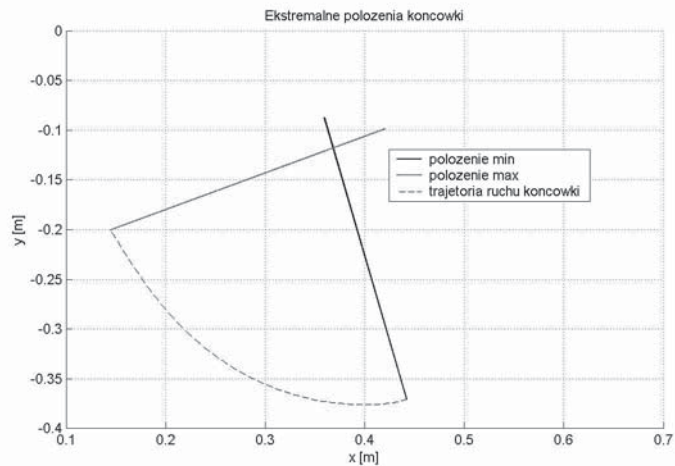
Wyniki uzyskane przy pomocy programu APAS zostały wykorzystane do dalszych obliczeń w autorskim programie napisanym w środowisku MatLab. W badaniach analizowano ruch robota w jednej płaszczyźnie, zadany w taki sposób aby zrealizowany został cały zakres ruchu. Wybrane wyniki przeprowadzonej analizy kinematyki robota przedstawiono na kolejnych wykresach.

Opracowana metodyka badań pozwala na wyznaczenie kolejnych położeń robota (rys. 4) oraz końcówki telemanipulatora (rys. 5). Dzięki temu możliwe jest uzyskanie przestrzeni roboczej całego łańcucha kinematycznego jak i samej końcówki. Analizując ruch końcówki robota w jej ekstremalnych położeniach określono zakres ruchu wynoszący 85° .

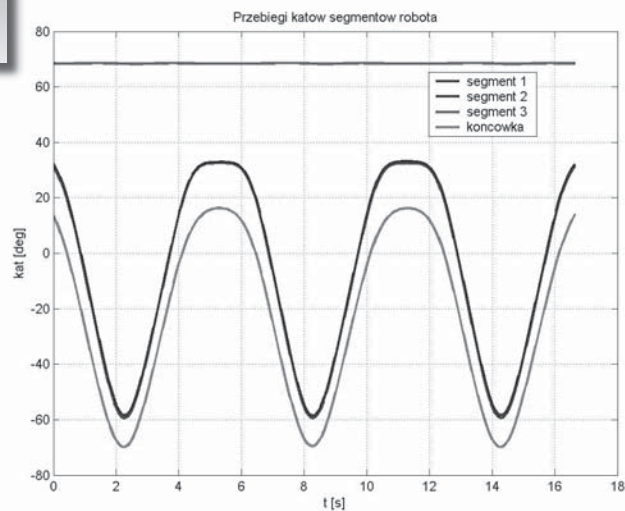
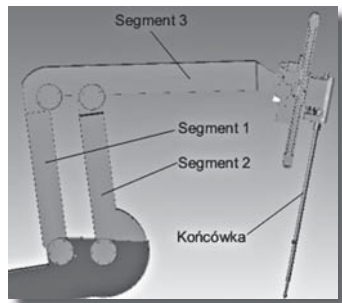


Rys.4. Kolejne położenia elementów telemanipulatora.



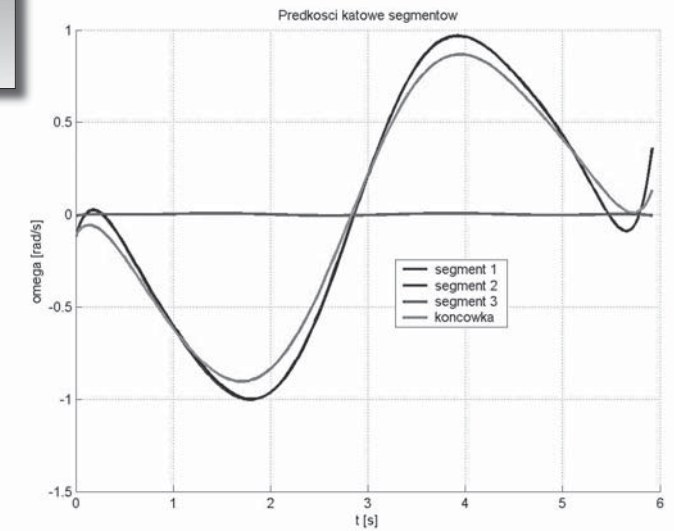
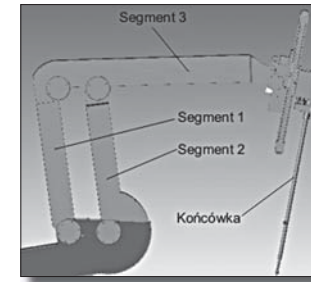


Rys.5 Ekstremalne położenia końcówki operacyjnej.



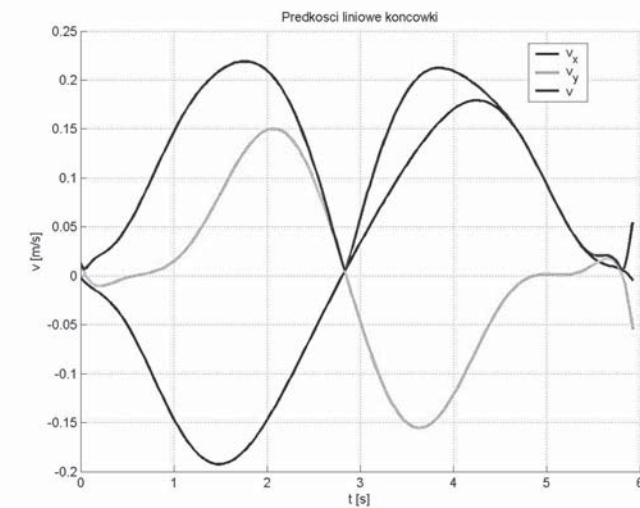
Rys.6. Przebiegi katowe kolejnych segmentów telemanipulatora

Kolejne wielkości, które analizowano są to przebiegi czasowe kątów poszczególnych segmentów robota oraz ich prędkości kątowych (rys. 6 i rys. 7). Na podstawie uzyskanych wyników potwierdzono realizację kinematyki stałopunktowej przez mechanizm równoległowodowy robota.



Rys.7. Prędkości kątowe kolejnych segmentów telemanipulatora.

Na rys. 8 przedstawiono wykresy składowych prędkości liniowych końcówki operacyjnej podczas realizacji zadanego ruchu.



Rys.8. Prędkości liniowe końcówki telemanipulatora

4. PODSUMOWANIE

Kolejne etapy badań będą obejmowały:

- wyznaczenie momentów działających w poszczególnych parach kinematycznych obrotowych
- analizę ruchu przestrzennego robota
- wizualizację ruchu robota w oparciu o wyznaczone przebiegi kinematyczne
- określenie przestrzeni roboczej telemanipulatora oraz końcówki endoskopu

5. WNIOSKI

Zaproponowana metodyka badań może mieć zastosowanie do analizy ruchu łańcucha kinematycznego telemanipulatora kardiochirurgicznego. Zaletą metody jest analiza kinematyki prowadzona na obiekcie rzeczywistym a nie na modelu wirtualnym. Pozwala to na weryfikację kinematyki i dynamiki rzeczywistej postaci konstrukcyjnej.

6. Bibliografia:

- 1 Bober T., Zawadzki T.: *Biomechanika układu ruchu człowieka*, wydawnictwo BK Wrocław, 2001
- 2 D. Tejszerska, E.Świtoński i inni: *Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Laboratorium*”, Skrypty Uczelniane Politechniki Śląskiej nr 2343, Gliwice 2004
- 3 Michnik R., Jurkojć J., Jureczko P., Guzik A., Tejszerska D. *Analys of gait kinematics of patient after total hip or knee replacement* Journal of Vibroengineering, Vol. 8, No. 3, Vilnius 2006
- 4 Z.Nawrat, L.Podśędkowski, K.Mianowski, P.Kostka, P.Wróblewski, Z.Małota, Z.Religa ROBIN HART - „The Polish System For Robotically Assisted Cardic Surgery” Modelling And Control In Biomedical Systems 2003

Wielozadaniowy Robot Medyczny

Michał Krasieński, Maciej Ramlo Przemysław Wołodźko
Politechnika Gdańska, wydział Elektroniki Tele-komunikacji i Informatyki, kierunek Automatyka i Robotyka, Studenckie Koło Automatyków SKALP działające przy katedrze Systemów Automatyki na wydziale ETI Politechniki Gdańskiej.

PRACA STUDENCKA

Streszczenie

Autorzy omawiają w pracy założenia projektowe i funkcjonalne robota medycznego o szerokim zakresie stosowania. Robot ma wypełniać funkcje pielęgniarki i opieki nad ludźmi w podeszłym wieku. oraz ma być pomocny przy wykonywaniu badań profilaktycznych.

Multi-task medical robot

Abstract

Authors describe in the work the project and functional assumptions of the medical robot with the wide range of applying. The robot has to function as nurse and care over people in the aged age and he should be helpful in preventive investigations execution.

Przeznaczenie robota:

- Funkcja pielęgniarki
- Funkcja opieki nad ludźmi w podeszłym wieku
- Funkcja do badań profilaktycznych

Zasada działania

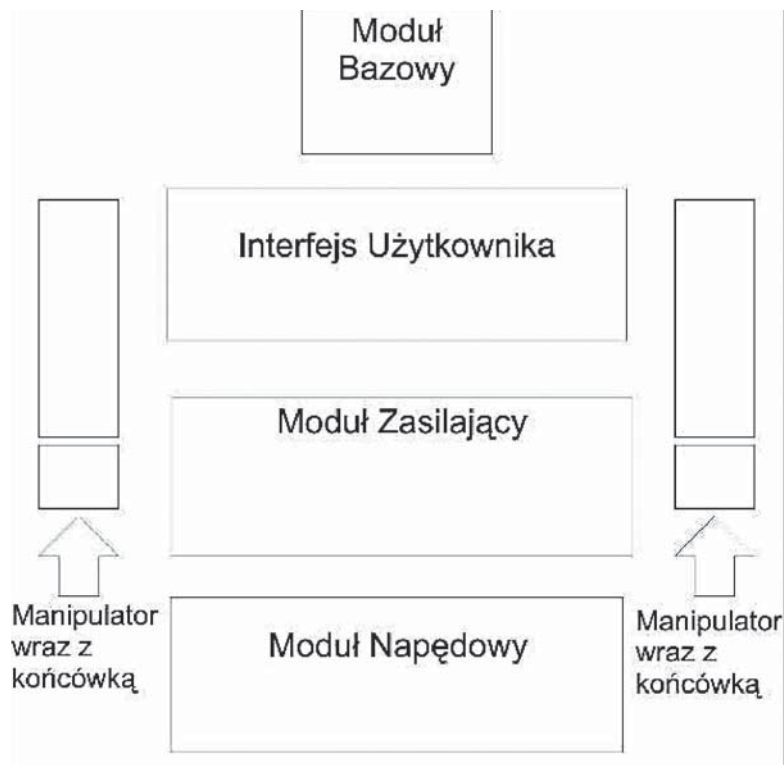
Autonomiczny robot wykonuje zaprogramowane zadania. Jego praca nie wybiega poza niezbędne czynności związane z opieką nad starszymi ludźmi czy zajmowaniem się pacjentami. Do podstawowych zadań zaliczyliśmy badanie poziomu cukru we krwi, mierzenie ciśnienia, mierzenie temperatury w uchu, (czyli badanie niewymagające nadzoru pielęgniarki czy lekarza). Robot porusza się po mieszkaniu/sali wykonując swoje zadania, które w znacznym stopniu ułatwiają życie pacjentom czy starszym ludziom. Jest to w pełni autonomiczny robot zasilany poprzez wewnętrzne akumulatory. Jeśli poziom jego akumulatorów spadnie do niebezpiecznego poziomu musi powrócić do swojej stacji bazowej.

Stacja bazowa jest podłączona do linii energetycznej i sieci internetowej. Robot dokując w stacji bazowej zaczyna proces ładowania akumulatorów. Dzięki połączeniu internetowemu użytkownik (członek rodziny, lekarz, opiekun) mogą komunikować się z robotem, a sam robot może przysyłać zgromadzone dane na dysk sieciowy zwalniając tym samym własną pamięć i magazynując dane o pacjencie. Stacja bazowa może być wyposażona dodatkowo w moduł transmisji radiowej, dzięki czemu robot będzie miał z nią stały kontakt, a więc będzie mógł korzystać ze wszystkich jej funkcji.

Budowa modułowa robota:

- Moduł Bazowy
- Interfejs użytkownika
- Moduł zasilania
- Moduł napędowy
- Końcówki manipulatorów o różnym przeznaczeniu

Przez budowę modułową rozumiemy podzielenie robota na pewne sekcje/moduły, które możemy wymieniać w zależności od potrzeb zastosowania. Ideę budowy modułowej ilustruje poniższy rysunek.



W module bazowym znajduje się komputer, który steruje pracą całego robota. Zbiera on informacje z pozostałych modułów robota jak również wysyła sygnały sterujące pracą robota. Do modułu centralnego istnieje możliwość podłączenia zewnętrznych urządzeń, dzięki którym możemy sprawdzić historię pracy, jak również posiadając odpowiednie uprawnienia, możemy zmienić lub wprowadzić modyfikację w programie sterującym. Historia pracy jest zapisywana na nośniku danych o odpowiednio dużej pojemności.

Interfejsem użytkownika jest system złożony z wyświetlacza ciekłokrystalicznego, głośnika i mikrofonu. Dzięki temu robot ma możliwość wyświetlania i wymawiania odpowiednich informacji. Mikrofon i dotykowy wyświetlacz pozwalają użytkownikowi wydawać polecenia robotowi.

Moduły zasilania i napędu zależą od środowiska, w jakim ma pracować robot. Rodzaj i pojemność akumulatorów wpływają na czas działania robota poza stacją bazową. To czy robot porusza się na kołach, gąsienicach czy też kroczy, zależy od jego przeznaczenia.

Największą różnorodnością mogą pochwalić się manipulatory i ich końcówki. Manipulatory cechuje dostępna liczba stopni swobody, czyli to, jakie ruchy jest w stanie dany manipulator wykonać. Końcówkami są specjalistyczne urządzenia i narzędzia, jakie możemy zamontować na manipulatorach. Końcówki te są łatwo wymienne, dzięki czemu w zależności od zadania, robot może bez trudu zmienić swoją konfigurację i przygotować się do wykonywania kolejnych czynności.

Dodatkowo na każdym z modułów są zainstalowane różnego rodzaju i przeznaczenia czujniki. Aby robot wykonywał swoje zadania, musi widzieć otoczenie (poprzez kamerę), w którym się znajduje. Jeśli robot jest przeznaczony do pracy w określonym środowisku istnieje możliwość załadowania do jego pamięci mapy, dzięki której robot może w łatwy sposób określić swoje położenie i wybrać najkrótszą drogę do celu.

Zastosowanie.

Funkcja Pielęgniarki

Do obowiązków robota należy opieka nad pacjentami w szpitalu lub pacjentami wymagającymi stałego nadzoru w domu. Pacjenci muszą przyjmować w określonych godzinach leki, a więc robot poprzez dostęp do bazy danych pacjentów wie dokładnie, o której godzinie, jaki pacjent powinien przyjąć lek. Pobiera odpowiednią dawkę leków z magazynu i jeździ po kolejnych salach do kolejnych łóżek i podaje pacjentom lekarstwa. Poprzez interfejs lekarz może dodawać lub usuwać leki przypisane do danego pacjenta. Poprzez zastosowanie odpowiednich złączy, robot może także zmieniać kroplówki, gasić lub zapalać światło w salach, nastawiać temperaturę w pomieszczeniach czy wietrzyć pokoje itp..

Jeśli pacjent wciśnie przycisk alarmowy, robot może natychmiast stawić się przy danym łóżku i poprzez kamery może przekazać obraz bezpośrednio do lekarza, który z kolei może wydać pewne instrukcje, jakie robot może wykonać zanim w sali pojawi się doktor. Jeśli pacjent wcisnął przycisk tylko, dlatego że np. chciało mu się pić, to robot spełni to życzenie, o ile nie jest to sprzeczne z kuracją jakiej poddany jest dany pacjent. Jeżeli potrzebna będzie interwencja lekarza na sali szpitalnej, lub pacjent będzie musiał zostać szybko poddany jakiemuś zabiegowi, to dzięki obecności robota przy zdarzeniu lekarz ma natychmiastowy dostęp do wszystkich danych związanych z tym pacjentem. Robot może również podłączyć się do aparatury monitorującej pacjenta i przekazać lekarzowi informacje o jego aktualnym stanie, a także wysunąć podpowiedzi, jakie jest standardowe zachowanie w danej sytuacji.

Jeśli robot ma zostać przeznaczony do pracy na konkretnym oddziale, zanim przystąpi do pracy jego pamięć musi zostać poszerzona o specjalistyczne instrukcje związane właśnie z tym oddziałem. Powodem tego jest różnorodność kuracji, jakich poddawani są pacjenci, w zależności, na co są chorzy, a więc też na jakim oddziale się znajdują. Jeśli robot zostałby przydzielony do oddziału chirurgicznego, jedną z dodatkowych funkcji, jaką miałyby wykonywać może być robienie zdjęć bliznom pooperacyjnym, dzięki czemu są dostępne dodatkowe informacje na temat jego leczenia, a także lekarz może obejrzeć jak goi się rana, bez konieczności widzenia się z pacjentem. Dodatkową zaletą robienia zdjęć jest łatwość w konsultacji opinii wielu lekarzy, ponieważ każdy z nich posiada dokładne dane z każdego dnia kuracji, jakiej poddany był pacjent.

Funkcja opieki nad ludźmi w podeszłym wieku

Robot potrafi wykonywać szereg czynności związanych z tym zadaniem. Jeśli osoba, którą opiekuje się robot jeździ na wózku inwalidzkim, to robot musi być wyposażony w odpowiednie końcówki manipulatorów, które pozwolą mu na przenoszenie pacjenta. Poza dawkowaniem leków, robot także musi badać podstawowe czynności życiowe pacjenta, do których należą m.in. badanie ciśnienia krwi, temperatura, poziom cukru we krwi. Jeśli zaczyna się dziać coś złego z pacjentem, robot wysyła wiadomość - alert do lekarza lub rodziny, a jeśli zajdzie taka konieczność, na pogotowie. Jest to bardzo użyteczna funkcja, ponieważ jeśli z pacjentem dzieje się coś złego, natychmiast zostaje wezwana pomoc. Dzięki telefonowi do lekarza i wysłaniu obrazu video, lekarz widzi, co się dzieje w mieszkaniu pacjenta i może natychmiast podjąć kroki, aby go ratować. Robot może rozpocząć czynności reanimacyjne i wykonywać je, aż do czasu przyjazdu pogotowia. Poprzez odpowiednią modernizację domu pacjenta, robot może także sterować na życzenie wszystkimi urządzeniami elektrycznymi i elektronicznymi w domu, np. zamykać wszystkie drzwi w domu o określonej godzinie.

Robot tego typu może zostać przeznaczony do opieki nad ludźmi z różnego rodzaju chorobami. W chwili rozpoczęcia opieki do pamięci robota konieczne jest wprowadzenie podstawowych informacji na temat rodzaju i przebiegu choroby. Jeśli robot ma niezbędną wiedzę jest w stanie zareagować we właściwy sposób w każdej sytuacji.

Jeśli pacjent straci przytomność, co robot może zidentyfikować poprzez spadek ciśnienia krwi i obserwację jego zachowania, robot korzystając ze zgromadzonych danych może natychmiast podjąć działania w celu ratowania pacjenta. Omdlenia mogą wystąpić w przypadku chorób kardiologicznych, czy też w przypadku cukrzycy, ale robot wie, z jakim rodzajem choroby ma do czynienia. Jeśli mamy do czynienia z cukrzykiem, robot może natychmiast podać zastrzyk insuliny.

W przypadku opieki nad osobą chorą na cukrzycę robot może pobierać krew z palca pacjenta i badać poziom cukru w określonym czasie. Najniebezpieczniejszy jest spadek poziomu cukru i wtedy robot powinien natychmiast zadzwonić na pogotowie, wysłać poprzednio przygotowany wzór wiadomości, w której podaje niezbędne informacje, aby pogotowie zjawiło się w domu chorego. Poza telefonem robot może wykonać zaprogramowaną na taki przypadek procedurę.

Jeśli natomiast poziom cukru jest trochę wyższy od standardowego robot powinien powiadomić bezpośrednich opiekunów lub rodzinę, a jeśli poziom ten jest dużo większy to dodatkowo informowany jest lekarz rodzinny.

Podawanie zastrzyków pacjentom może odbywać się tylko w przypadku zastrzyków wykonywanych z małą igłą np. podawanie insuliny cukrzykom czy heparyny osobom mającym zakrzepy krwi (choroby żyłaków)

Bardzo często osoby w podeszłym wieku cierpią na różne choroby psychiczne. Robot poprzez kamery i system przetwarzania obrazu potrafi rozpoznać napady agresji, stanów lękowych, czy też innych nietypowych zachowań (przypadek demencji starczej). W zależności od sytuacji robot ma zaprogramowane odpowiednie zachowanie. Najczęściej jest to powiadomienie najbliższej rodziny i opiekuna. Zadaniem takiego robota jest również badanie czy pacjent nie stwarza sytuacji zagrażających jego własnemu życiu - czy nie rozkręca gazu, czy nie podpała mieszkania i czy nie ucieka z domu (bardzo typowe w przypadku choroby Alzheimera). Osoby z tymi przypadłościami nie mogą być pozostawiane bez opieki, ale oczywistym jest, że czasami opiekun musi wyjść po zakupy czy w innych pilnych sprawach, w tym momencie pełny nadzór przejmuje robot.

Należy także dokładnie sprecyzować sposób podawania leków. Leki w postaci płynów i tabletek podawane są w kubeczkach, aby ułatwić pacjentowi ich spożywanie. Jeśli jest konieczność podawania leków wziewnych, robota wyposażamy w inhalator z odpowiednim lekiem. Istnieją także leki podawane

w formie plastrów, które przyklejamy w różnych obszarach ciała. Aby robot był w stanie podawać leki tego typu wystarczy wyposażyć go w odpowiednią końcówkę manipulatora. Dodatkowo poza lekami, pacjenci w podeszłym wieku mogą mieć zaburzone poczucie pragnienia i powinni przyjmować odpowiednią ilość płynów, a więc i o to musi zadbać robot opiekujący się takim człowiekiem. Poza lekami robot może podawać inne płyny, które mają zapobiec odwodnieniu organizmu chorego.

Wszystkie wyniki badań, które robot wykonuje (badanie temperatury, ciśnienia itp.) powinien zapisywać w swojej pamięci i przekazywać lekarzowi. Dzięki temu mamy dokładne informacje o pacjencie przez cały czas, w którym opiekuje się nim robot.

Przeprowadzanie badań profilaktycznych

Dzięki zastosowaniu robota tego typu, możemy zautomatyzować wykonywanie pewnych badań. Pacjent przychodzący do przychodni lekarskiej, lub do szpitala wypełnia odpowiedni formularz, w którym podaje swoje dane osobowe i inne wymagane informacje, następnie wchodzi do pokoju, w którym znajduje się robot, wkłada formularz do czytnika robota, siada na fotelu i wykonuje wszelkie czynności, o które prosi robot. Robot sczytuje dane o pacjencie i zaczyna wykonywać zaprogramowane badania. Badaniami tymi mogą być badania ciśnienia krwi, badania zawartości cukru we krwi, wykonywanie szczepień oraz inne badania, lub proste zabiegi, które mogą być wykonane bez udziału lekarza.

Wykorzystanie tego typu podejścia może w znacznym stopniu przyspieszyć obsługę pacjentów w przychodniach, jak również ułatwia dostęp do specjalistycznych danych o pacjencie, w dowolnej chwili. Dane gromadzone przez robota podczas badań mogą być także zapisywane na osobistych nośnikach informacji pacjentów. Pacjent posiadający przy sobie dokładne dane na temat stanu swojego zdrowia, w razie wypadku lub jakiegoś innego zdarzenia związanego bezpośrednio z jego chorobą, może uzyskać natychmiast potrzebną pomoc. Jeśli zostanie wezwana karetka lub, jeśli osoba ta znajdzie się w szpitalu, lekarz może odczytać dane z jego osobistej pamięci przenośnej. Jak wiemy takie informacje potrafią uratować życie.

Bezpieczeństwo

System zabezpieczający jest najważniejszym systemem w robocie. Jeśli któryś z innych systemów by zawiodł niepożądane działanie robota mogłoby doprowadzić do kalectwa, a nawet śmierci pacjenta. Tak, więc każdy z modułów z osobna i wszystkie razem działające jako system muszą być nieustannie monitorowane przez niezależny system bezpieczeństwa i w razie jakichś awarii

muszą zostać natychmiast wyłączone, a robot powinien zaprzestać wykonywania jakichkolwiek czynności.

Każdy silnik ma własny mikrokontroler, który sprawdza połączenie z jednostką centralną, aby w przypadku awarii automatycznie wyłączył napęd i manipulatory.

Jako dodatkowe zabezpieczenie w robocie znajdują się czujniki temperatury, które poinformują jednostkę centralną o ewentualności zapalenia się robota i w takiej sytuacji wszelkie wykonywane czynności powinny zostać przerwane lub zakończone w taki sposób, aby nie narazić pacjentów na niebezpieczeństwo (np. jeśli robot podnosi pacjenta z wózka to powinien go opuścić). Następnie robot powinien udać się do odizolowanego miejsca, lub miejsca, które zostało zapisane w jego pamięci, właśnie na taką okoliczność i wykonać procedurę gaszenia pożaru.

Możliwości Rozwoju

Możliwość rozwoju projektowanego robota jest praktycznie nieograniczony i zależy jedynie od potrzeb i pomysłów ludzi. Jeśli poza wymienionymi czynnościami robot powinien robić coś więcej, to wystarczy zaprojektować kolejną końcówkę, czy też zmienić któryś z modułów na inny. Tak, więc budowa modułowa pozwala przebudować i przystosować robota do wykonywania najróżniejszych zadań.

Poza stacją bazową, możliwe jest zastosowanie dodatkowych systemów, które pozwolą zwiększyć wydajność pracy robota. Np. na kartach pacjentów możemy umieszczać kod paskowy po sczytaniu, którego robot wyszukuje danych o pacjencie w swojej bazie danych i wykonuje wszystkie działania, które są przypisane dla tej osoby. W przypadku opieki nad starszymi osobami możemy wyposażyć człowieka w jakiegoś rodzaju opaskę, lub inne urządzenie, dzięki któremu robot będzie znał położenie tej osoby.

Dzięki zastosowaniu stacji bazowej i pamięci robota, możliwe jest gromadzenie informacji o pacjentach. Informacja niejednokrotnie ratuje życie pacjenta. Sposób przekazywania i dostępu do tej informacji pozwala rozwinąć temat robota medycznego do ogólnopolskiej, a także ogólnoświatowej sieci informacji medycznej. Jeśli pacjent posiada przy sobie wszystkie informacje o przebytych chorobach i ogólnym stanie zdrowia, to wystarczy, że w dowolnym miejscu lekarz odczyta te dane i dzięki informacjom, jakie uzyska jest w stanie szybko udzielić potrzebnej mu pomocy. Często kierowcy mają zawieszane na szyi tzw. nieśmiertelniki, na których zapisane jest ich imię, nazwisko i grupa krwi, aby w razie wypadku lekarz wiedział, jaka jest jego grupa krwi. A dzięki dokładnej informacji o stanie zdrowia ratownicy wiedzą dokładnie co mogło być powodem utraty przytomności, ataku, itp.

Robot „Saraptor” – jako przykład zastosowania prostego układu mechanicznego jako system utrzymania równowagi w mobilnych robotach dwunożnych.

Maksymilian Woźniak

Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie.

PRACA STUDENCKA

Streszczenie

Autor podejmuje w pracy temat projektu i konstrukcji robota dwunożnego. Projekt w zamierzeniu zakłada zlikwidowanie całej gamy ograniczeń konwencjonalnie budowanych robotów kroczących. Autor jest w trakcie budowy zasilanego elektrycznie prototypu który będzie potrafił poruszać się po schodach i spełniał wiele rozbudowanych funkcji.

Saraptor Robot – as an example of simple mechanical application for keeping balance system of bipedal mobile robots.

Abstract

The author makes an effort the subject of the project and the construction of the bipedal robot. The goal of the project is to reduce the numerous limitations of conventional stepping robots. The author is during the electrically driven robot prototype which will be able to move after the stairs and to fulfill many complex functions.

W prowadzonych przez zemnie badaniach zdecydowałem się podjąć problem utrzymywania równowagi przez dwunożne roboty mobilne. Pracę swoją rozpocząłem w lutym 2006 roku. Znane ze stanu techniki roboty produkowane do tych czas mają według mnie kilka poważnych wad:

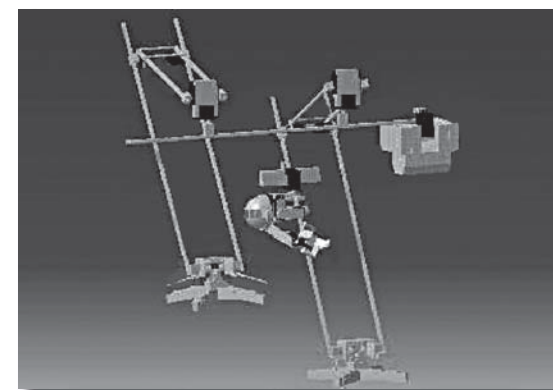
Po pierwsze: skomplikowaną budowę i system elektroniczny służący do utrzymywania równowagi który wymaga dużej mocy obliczeniowej komputera sterującego.

Po drugie: wynikający z tego problem nie możliwości wykonania samodzielnie pracującego robota, roboty te są sterowane ręcznie lub mają pewną zaprogramowaną sekwencje ruchów. Nie są w stanie poruszać się samodzielnie tak jak to robią na przykład roboty kołowe.

Po trzecie: czas pracy na bateriach jest dość krótki.

W swoim projekcie zakładam zlikwidowanie całej gamy ograniczeń jakie niosą za sobą te nazwane przez zemnie konwencjonalne sposoby budowania robotów kroczących. Jestem w trakcie budowy prototypu który docelowo ma spełniać poniższe założenia konstrukcyjne:

- 1 Robot dwunożny
- 2 Możliwość poruszania się po schodach
- 3 Możliwość poruszania się po terenie pochylonym pod kątem do 15 stopni w dowolnym kierunku względem wykonywanego ruchu
- 4 Możliwość poruszania się po terenie nierównym
- 5 Podnoszenie się po ewentualnym upadku
- 6 Zasilanie elektryczne na prąd stały (bateria)
- 7 Manipulowanie (5 stopni swobody) i transportowanie niewielkich przedmiotów
- 8 Sterowanie ręczne na dystansie do 200 metrów
- 9 Sterowanie automatyczne - samodzielne wykrywanie przeszkód ruchomych i nieruchomych, dobieranie optymalnej trajektorii ruchu.
- 10 Przekazywanie wizji i fonii na dystansie do 200 metrów
- 11 Odporność na działanie czynników atmosferycznych

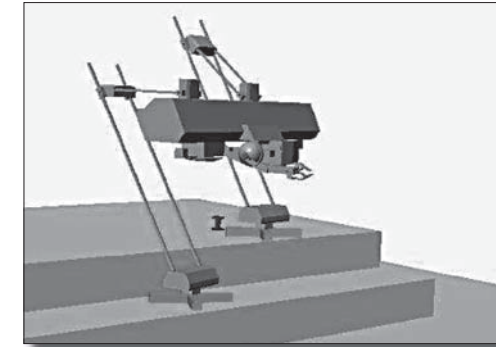


Pierwszy projekt koncepcyjny robota SARAPTOR, rzut całej konstrukcji. Zaprojektowany w programie CATIA.

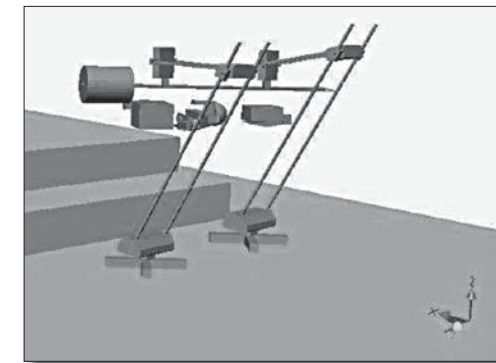
Moim celem jest skonstruowanie robota dla którego nie będzie żadnym problemem pokonywanie barier architektonicznych i samodzielne poruszanie się przy pracy na bateriach co najmniej przez czas kilku godzin. Praca której się podjąłem jest bardzo ambitna, jednak wydaje mi się dość osiągalna ze względu na to że podstawowym moim założeniem jest wykonanie jak najprostszej konstrukcji która będzie dość łatwa w sterowaniu. Jestem w trakcie budowy prototypu który spełnia już prawie wszystkie moje założenia jeżeli chodzi o budowę konstrukcji. Zacznę jednak chronologicznie od początku opisywać prowadzone przez zemnie badania.

Do projektowania robota zastosowałem program Catia który dzięki swojej wszechstronności i łatwości dokonywania zmian w projekcie nadaje się doskonale nawet do bardziej skomplikowanych konstrukcji. Natomiast dla zobrazowania realnej symulacji gotowego projektu wykorzystano program VisualNastran 4D. Aplikacja ta w realny sposób oddaje zachowanie się konstruowanego urządzenia. Przedstawia działanie stałej siły grawitacji i pozwala w łatwy sposób sterować poszczególnymi napędami maszyny jedynie za pomocą suwaków określających położenie wału napędu. (dostęp do oprogramowania uzyskałem dzięki uprzejmości AGH)

Mając do dyspozycji takie narzędzia rozpocząłem pracę nad projektem. Zaprojektowałem układ mechaniczny przenoszenia masy z jednej nogi na drugą dzięki któremu robot się porusza. Układ został przeze mnie złożony w Urzędzie Patentowym Rzeczypospolitej Polskiej jako wynalazek. Działa w prosty sposób, po zajęciu przez balast odpowiedniego położenia nad stopą maszyny druga stopa zostaje oderwana od podłoża i przemieszczona w docelowe położenie. Po postawieniu drugiej stopy na podłożu balast zostaje przesunięty nad nią i wtedy może zostać podniesiona stopa na której stał na początku. W ten sposób maszyna krocząca porusza się wykorzystując sekwencję ruchów: krok - przemieszczenie balastu - krok - przemieszczenie balastu - krok - i tak dalej. Przesunięcie balastu może być zrealizowane w dowolny sposób pozwalający uzyskanie wymaganego położenia względem każdej ze stóp. Po zaprojektowaniu pierwszego układu mechanicznego i przetestowaniu go w programie VisualNastran 4D okazało się że możliwe będzie zastosowanie manipulatora w tej konstrukcji którego pierwotnie nie było w założeniach. Wykonałem również inny projekt robota opartego na tym samym układzie mechanicznym, który nie posiadał chwytaka, ale jednak charakteryzował się tym że jego korpus utrzymywał stały kont względem kierunku ruchu.



Zdjęcie z symulacji pierwszej wersji koncepcyjnej wykonanej w programie VisualNastran 4D. Moment schodzenia po schodach.

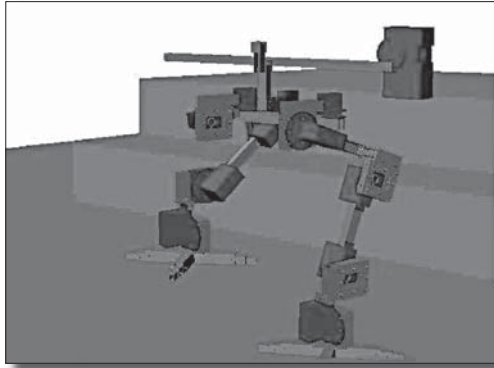


Inny fragment symulacji z niewidoczną obudową korpusu. Symulacja pokazuje w jaki sposób robot utrzymuje równowagę.

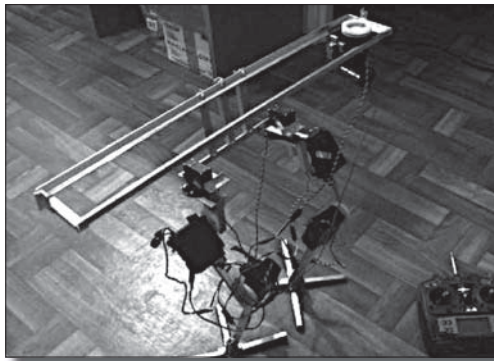


Symulacja drugiego projektu koncepcyjnego. Nie posiada chwytaka ale korpus zostaje pod stałym kątem do kierunku ruchu

Kolejnym etapem mojej pracy było znalezienie odpowiedniego napędu do poruszania kończyn. Pierwotnie miały być zastosowane silniki krokowe, szybko się jednak okazało że sterowanie jest dość skomplikowane a poza tym moment jaki są w stanie przenieść na wale jest za mały. W końcu po przeprowadzeniu testów obciążenia zdecydowałem się zastosować modelarskie serwomechanizmy. Ich zaletą jest proste sterowanie analogowe i możliwość przenoszenia dużych obciążeń.



Zdjęcie z symulacji prototypu. Serwomechanizmy stosowane na tej symulacji do zmian położenia stóp nie spełniły swojej roli i nie zostały wykorzystane.



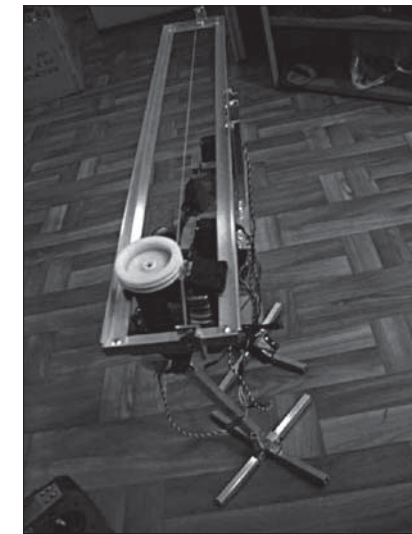
Prototyp robota SARAPTOR wraz z ręcznym sterowaniem.

Po tych testach zdecydowałem się wykonać projekt prototypu. Przy projektowaniu prototypu założyłem jedynie uporanie się z chodzeniem po terenie płaskim i schodach. Pierwszym etapem był projekt w oprogramowaniu CAD i wykonanie testów na realnej symulacji aby upewnić się że pieniądze jakie wydam na konstrukcję nie pójdą na marne. Budżet jakim dysponowałem na badania to jedynie 2500 zł (środki własne) Prototyp został wykonany. Wszystkie problemy jakie mogła za sobą nieść budowa prototypu które przewidziałem

okazały się łatwiejsze do rozwiązania niż przewidywałem. Jednak dwa problemy nie zostały przez mnie przewidziane przed rozpoczęciem konstruowania: Mianowicie serwomechanizmy mają niewielki luz na wale co sprawia że w momencie podnoszenia się nogi cała konstrukcja pochyla się nieco co sprawia że noga nie może zostać podniesiona tak wysoko jak bym chciał, drugi nie przewidziany przez mnie problem to niewystarczająca sztywność konstrukcji zaprojektowanej jako prototypowa. Zostałem zmuszony wyeliminować te problemy przez przebudowanie konstrukcji nośnej na bardziej sztywną i zarazem cięższą co spowodowało pojawienie się kolejnego problemu. Serwomechanizmy zamontowane na kolanach robota okazały się za słabe. Jestem zmuszony zastosować układ par serwomechanizmów na kolanach, ale muszę czekać aż zostanie zrealizowane moje zamówienie. Dostawca zobowiązał mi je dostarczyć do 30 listopada, dlatego kolejne wyniki mojej pracy pojawią się dopiero na końcu grudnia.

Na konferencji chciałbym przedstawić prezentację mojej konstrukcji od samego początku prowadzenia badań. Poszczególne problemy z jakimi się spotykałem przy projektowaniu i budowaniu robota wraz z kilkunastoma minutami symulacji komputerowych i oczywiście przedstawić swój prototyp który do dnia 8 grudnia powinien już chodzić na sterowaniu ręcznym. Pragnę również przedstawić plan prowadzonych przez mnie dalszych badań nad konstrukcją.

(p.s.: Kieruję się w życiu taką dewizą: „Pragnę stworzyć coś dzięki czemu zmieni się świat”)



Na pierwszym planie serwomechanizm odpowiadający za przesunięcie balastu.

Konceptyjny projekt protezy ręki.

Michał ŚMIERCIAK, V rok

Łukasz WIDZYK, V rok

Koło Naukowe Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej

Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki

Akademia Górniczo-Hutnicza, Al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków

e-mail: LukaszWidzyk@interia.pl, reznik@poczta.onet.pl

Opiekun naukowy referatu: dr hab. inż. Jacek Cieślak

PRACA STUDENCKA

Streszczenie

W pracy przedstawiono projekt mechanizmu dłoni. Autorzy pragną zapewnić możliwie największą swobodę ruchów przy jednoczesnym zminimalizowaniu liczby napędów. Istotnym celem jest również zminimalizowanie kosztów produkcji protezy. Produkt finalny ma być łatwy w obsłudze, zapewniać maksymalny możliwy komfort oraz ma być dostępny dla każdego potrzebującego.

Conceptual project of the palm prosthesis.

Abstract

The project of the palm prosthesis mechanism was introduced. The goal of the authors is to assure the possibility of the largest movements abilities and to reduce to minimum the number of driving units (motors). The prosthesis cost optimization is the main goal as well. The final product has to be easy in the usage, to assure the maximum possible comfort and it has to be accessible for everybody in need.

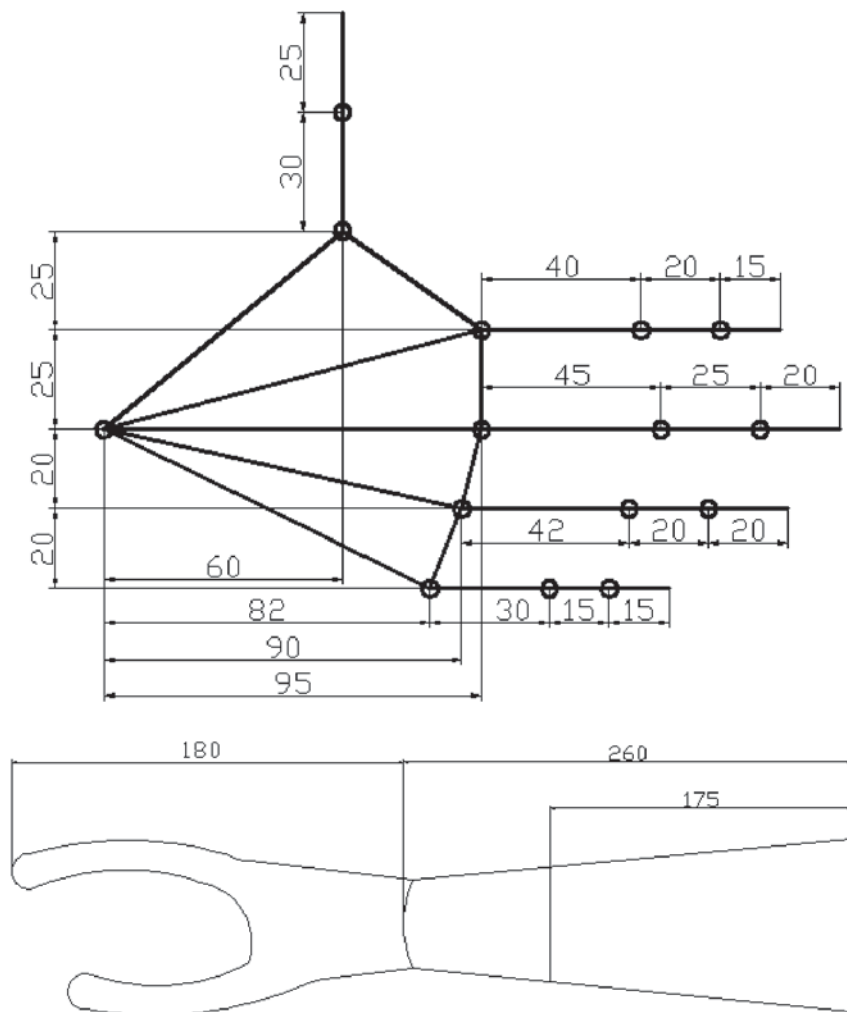
1. Wprowadzenie i założenia

Ludzie zawsze ulegali przeróżnym wypadkom. Zdarzało się, że w ich wyniku poszkodowani tracili pewne części swego ciała (palce, stopy, całe kończyny). Z początku medycyna nie przykładała wielkiej wagi do rehabilitacji utraconej

kończyny. Najpierw sukcesem było poprawne usunięcie „zniszczonej części” ciała. Później zaczęto myśleć nad zapewnieniem pewnego komfortu poszkodowanym. Powstały pierwsze protezy w postaci drewnianych kijów zamiast nóg i haków zamiast palców. Następnym etapem było zadbanie o estetykę protezy. Na miejscu prawdziwej dłoni pojawiła się sztuczna, ładnie wykończona imitacja. Kolejnym krokiem było umożliwienie wykonywania pewnych, najważniejszych ruchów nową kończyną. Dopiero to wyzwanie napotkało na prawdziwe trudności (sterowanie, napędy, waga, gabaryty, zachowanie proporcji). Wszystkie te utrudnienia razem wzięte sprawiają że nawet w naszych czasach zagadnienie protezy idealnej jest tematem otwartym. Celem naszej pracy jest zaprojektowanie mechanizmu ręki z wielkim naciskiem na dłoń. Chcemy zapewnić możliwie największą swobodę ruchów przy jednoczesnym zminimalizowaniu liczby napędów. Celem drugorzędym, choć niemniej ważnym, jest zminimalizowanie kosztów produkcji jednostkowej. Produkt finalny ma być łatwy w obsłudze, zapewniać maksymalny możliwy komfort używania, oraz ma być dostępny dla każdego, kto jest zmuszony korzystać z protez.

Najważniejszą częścią protezy, której poświęcamy dotąd cały czas, jest dłoń. Stanowi ona bardzo skomplikowany mechanizm, który umożliwia nam wykonywanie przeróżnych skomplikowanych ruchów. Sporo instytucji naukowych pracuje nad skonstruowaniem wiernej, mechanicznej kopii dłoni. Ich prototypy umożliwiają kontrolowanie prawie wszystkich stopni swobody, jakimi dysponuje ludzka dłoń. Wadą ich projektów jest ich cena, liczona w milionach euro. Ponadto problematyczne jest skuteczne sterowanie takim urządzeniem przez człowieka. My postanowiliśmy zachować czternaście stopni swobody, odpowiedzialnych za zginanie palców, jednocześnie napędzając je jednym silnikiem. Efekt ten uzyskaliśmy stosując cięgno. W rezultacie nasza proteza będzie narzędziem chwytym zdolnym dopasować się do obiektów o zróżnicowanej geometrii. Ponadto każdy palec będzie działał na przedmiot z jednakową siłą co (w połączeniu z czujnikami siły) ochroni obiekt i protezę przed zniszczeniem. Siła ta wynosi 1N. Pozostałe ruchy naszej protezy to: zginanie nadgarstka $\pm 90^\circ$; obrót nadgarstka -90° do $+180^\circ$; zginanie łokcia 0° do $+135^\circ$.

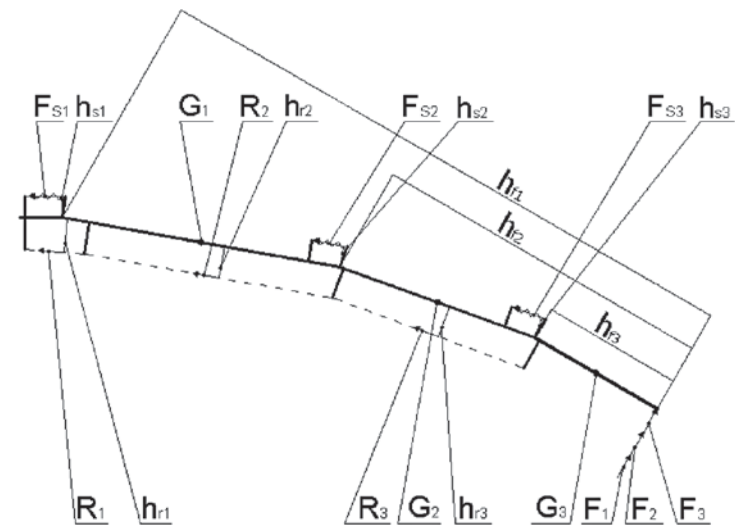
Cała proteza ma być mocowana na pozostałości odciętej kończyny. Maksymalna jej waga nie może przekroczyć 2kg. Silniki zasilane będą dwiema bateriami, które mają starczyć na cały dzień użytkowania. Dla zwiększenia estetyki protezy, cały mechanizm ma być pokryty skóropodobnym materiałem. Wymiary dłoni i przedramienia podane są na rysunku poniżej.



Rys. 1. Proteza ręki: a) schemat kinematyczny protezy dłoni, b) wymiary protezy

2. Model obliczeniowy palca

Jak już napisaliśmy, zginanie palców będzie realizowane poprzez naciąganie cięgna. Za odwodzenie ich do pozycji rozwartej odpowiedzialne będą sprężyny. Poniższy schemat pokazuje ogólną budowę palca oraz siły na



niego działające.

Rys. 2. Model kinematyczny palca

Gdzie:

F_{g1}, F_{g2}, F_{g3} są siłami ciężkości poszczególnych elementów palca;
 F_{s1}, F_{s2}, F_{s3} są siłami powstałymi na skutek rozciągnięcia sprężyn odwodzących;
 h_{f1}, h_{f2}, h_{f3} są ramieniami, na jakich działają siły F_1, F_2, F_3 ; h_{g1}, h_{g2}, h_{g3} są ramieniami, na jakich działają siły F_{g1}, F_{g2}, F_{g3} ; h_{s1}, h_{s2}, h_{s3} są ramieniami, na jakich działają siły F_{s1}, F_{s2}, F_{s3} ; h_{r1}, h_{r2}, h_{r3} są ramieniami, na jakich działają siły R_1, R_2, R_3 ;

Aby palec się zgiął, cięgno musi działać z siłą zdolną pokonać wyżej wymienione siły. Możemy ją uzyskać dzieląc palec na trzy elementy (dwa w przypadku kciuka) i liczyć siły, jakie są potrzebne do ich zgięcia. Otrzymamy w ten sposób trzy równania momentów:

$$\begin{aligned} \sum M_1 = 0 &\Leftrightarrow F_1 \cdot h_{f1} + F_{g1} \cdot h_{g1} + F_{s1} \cdot h_{s1} - R_1 \cdot h_{r1} = 0 \\ \sum M_2 = 0 &\Leftrightarrow F_2 \cdot h_{f2} + F_{g2} \cdot h_{g2} + F_{s2} \cdot h_{s2} - R_2 \cdot h_{r2} = 0 \\ \sum M_3 = 0 &\Leftrightarrow F_3 \cdot h_{f3} + F_{g3} \cdot h_{g3} + F_{s3} \cdot h_{s3} - R_3 \cdot h_{r3} = 0 \end{aligned}$$

Z których łatwo można wyliczyć siły reakcji w cięgnach:

$$R_1 = \frac{(F_1 \cdot h_{f1} + F_{g1} \cdot h_{g1} + F_{s1} \cdot h_{s1})}{h_{r1}} \quad (4)$$

$$R_2 = \frac{(F_2 \cdot h_{f2} + F_{g2} \cdot h_{g2} + F_{s2} \cdot h_{s2})}{h_{r2}} \quad (5)$$

$$R_3 = \frac{(F_3 \cdot h_{f3} + F_{g3} \cdot h_{g3} + F_{s3} \cdot h_{s3})}{h_{r3}} \quad (6)$$

Problemem jest wyznaczenie siły, z jaką działa sprężyna nie znając jej współczynnika sprężystości. Aby go poznać, musimy znać maksymalną siłę, z jaką ona musi działać, aby być w stanie wyprostować palec, przy braku siły w ciągnię i obciążenia. Z równania momentów otrzymamy:

$$F_{s1} = \frac{F_{g1} \cdot h_{g1}}{h_{s1}}, \quad F_{s2} = \frac{F_{g2} \cdot h_{g2}}{h_{s2}}, \quad F_{s3} = \frac{F_{g3} \cdot h_{g3}}{h_{s3}}$$

Wiedząc, przy jakim wydłużeniu wystąpią maksymalne siły ich współczynnik sprężystości:

$$k_1 = \frac{F_{s1}}{x_{c1b} - x_{c1a}}, \quad k_2 = \frac{F_{s2}}{x_{c2b} - x_{c2a}}, \quad k_3 = \frac{F_{s3}}{x_{c3b} - x_{c3a}}$$

Gdzie:

$x_{s1a}, x_{s2a}, x_{s3a}$ są wartościami początkowych długości sprężyn;
 $x_{s1b}, x_{s2b}, x_{s3b}$ są aktualnymi wartościami długości sprężyn;
 F_{s1}, F_{s2}, F_{s3} są siłami powstałymi w rozciągniętych sprężynach.

Dzięki temu modelowi (który został przedstawiony w dużym uproszczeniu) oraz programowi MATLAB możemy przeprowadzić symulację i znaleźć maksymalne siły, które zapewnią nam zginanie palca w każdej pozycji. Otrzymane wyniki są następujące:

- 7 Palec mały - 68N;
- Palec serdeczny - 8 1N;
- Palec środkowy - 86N;
- Palec wskazujący - 106N;
- Kciuk - 47N.

3. Model obliczeniowy ramienia

Oprócz możliwości poruszania palcami, proteza będzie miała mogła wykonywać trzy podstawowe ruchy: zginanie nadgarstka, obracanie nadgarstka i zginanie łokcia.

Moment potrzebny do zgięcia nadgarstka wynosi 1,67Nm.

Moment potrzebny do obrócenia nadgarstka wynosi 1,67Nm, a masowy moment bezwładności 20104 gmm .

Moment potrzebny do zgięcia łokcia wynosi 4,785Nm.

4. Dobór silników

Mając dane siły i momenty jakie są potrzebne do napędzania protezy postanowiliśmy wybrać odpowiednie silniki. Skorzystaliśmy z katalogów firmy FAULHABER i zdecydowaliśmy się na następujące silniki:

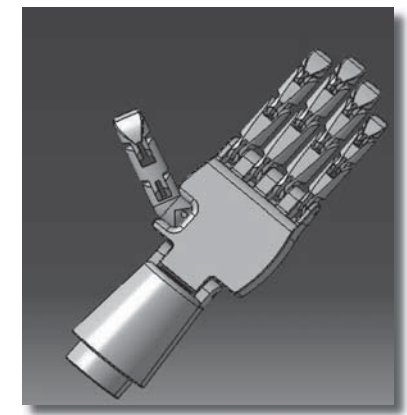
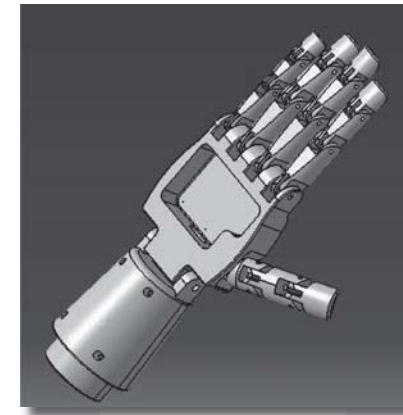
Do zginania palców - silnik FAULHABER DC-Micromotors Series 2224 018SR wraz z przekładnią Spur Gearheads 16AK.

Do zginania nadgarstka - silnik FAULHABER DC-Micromotors Series 1516 15 S wraz z przekładnią Spur Gearheads 16AK.

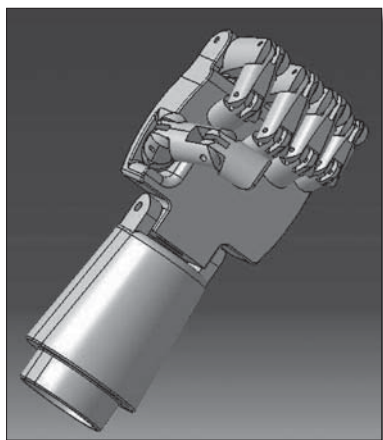
Do obracania nadgarstka - silnik FAULHABER DC-Micromotors Series 1516 15 S wraz z przekładnią Spur Gearheads 16AK.

Do zginania łokcia - silnik FAULHABER DC-Micromotors Series 1516 15 S wraz z przekładnią Spur Gearheads 16AK.

5. Model 3D dłoni



Rys. 3. Model protezy dłoni: a) wierzch protezy dłoni, b) spód protezy dłoni



Rys. 4. Model protezy dłoni: dłoń zaciśnięta

6. Plan dalszych prac

- dobór odpowiednich hamulców do silników.
- dobór baterii zdolnych zasilać silniki i układy elektroniczne przez dłuższy czas
- dobór odpowiednich materiałów
- obliczenia wytrzymałościowe
- dobranie odpowiednich czujników
- dobór dogodnego sposobu mocowania protezy

7. Wnioski

Zastępując wybrane partie mięśni odpowiednimi silnikami będziemy w stanie zapewnić znaczną sprawność i precyzję sztucznej ręki. Zastosowanie ciągła spowoduje równomierny rozkład siły na powierzchni styku, a dobór odpowiednich czujników nacisku siły zabezpieczy manipulowany obiekt przed zniszczeniem. Ponadto, ciągną umożliwi dopasowanie się dłoni do chwytanych obiektów o różnych, nieregularnych kształtach.

Bibliografia:

1. Józef Felis, Hubert Jaworowski, Jacek Cieślak: Teoria maszyn i mechanizmów. Cz. 1, Analiza mechanizmów / wyd. Kraków : Wydaw. Katedry Robotyki i Dynamiki Maszyn, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki, Akademia Górniczo-Hutnicza, 2001.
2. Tomasz Perner, Zbigniew Dudkiewicz: Ortotyka i protetyka ortopedyczna człowieka. Wydawnictwo Medort SA., Łódź 2003, wydanie II
3. Romuald Będziński: Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna / Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, 2004.

Modeling of the Master in the Bilateral Control of the Robin Heart Teleoperation System.

Vera Z. Pérez, Paweł Kostka, Arkadiusz Kandora, Zbigniew Nawrat, Luis B. Gutiérrez.

V. Z. Pérez, Department of Electronic Engineering, Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, Colombia. (e-mail: vera.perez@upb.edu.co); Bioengineering Center:

<http://convena.upb.edu.co/~bioingenieria/index.html>

P. Kostka, Foundation for Cardiac Surgery Development, Zabrze, Poland. (e-mail: pskostka@tlen.pl);

URL: FCSD: <http://frk.pl>

A. Kandora, Foundation for Cardiac Surgery Development, Zabrze, Poland. (e-mail: kierrhs@tlen.pl);

URL: FCSD: <http://frk.pl>

Z. Nawrat, Foundation for Cardiac Surgery Development, Zabrze, Poland. (e-mail: nawrat@frk.pl);

URL: FCSD: <http://frk.pl>

L.B. Gutiérrez, is with Department of Electronic Engineering in Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, Colombia. (e-mail: lbgutie@ieee.org); URL: Grupo de Automática y diseño:

<http://amasd.upb.edu.co/>.

Abstract

The Robin Heart system has been developed by the Foundation for Cardiac Surgery Development (FSCD) and conceived as a telesurgery system with two principal parts: a master system that is driven by the surgeon and a slave system that works directly on the patient interacting with the environment. The preceding studies present the results for the slave manipulator, including kinematic and dynamic analysis. This study focuses on the master, in order to make a contribution in the interaction of those two systems in the near future, traditionally working through bilateral control. Kinematic and dynamic analyses were performed creating a theoretical computational algorithm for dynamic modeling by Lagrange-Euler.

Index Terms

Bilateral control, Dynamic analysis, Kinematic analysis, Medical robotics, Modeling

Modelowanie narzędzia Master systemu teleoperacji Robin Heart pracującego w konfiguracji sterowania bilateralnego.

Streszczenie

System telemanipulatora chirurgicznego Robin Heart, złożony z modułu Master i ramienia wykonawczego Slave został zaprojektowany i wykonany w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze. Niniejsza praca przedstawia analizę elementów kinematyki i dynamiki telemanipulatora w odniesieniu do narzędzia operatora Master. Stanowi to pierwszy krok dla całościowego modelu sterowania bilateralnego, którego powstanie planowane jest w najbliższej przyszłości. Dynamiczny model Lagrange'a-Eulera stanowił podstawę dla wyznaczenia przedstawionego algorytmu.

I. INTRODUCTION

TELEOPERATED robotic systems allow for carrying out tasks at a distance and have had diverse applications sectors in the last decades: from the industrial area to the nuclear and aerospace sector. These kinds of systems principally have the following components: (a) local zone, an operator and a master device; (b) remote zone, a slave device and its interaction with the environment; and (c) communications, the connection between local zone and remote zone [1].

In the medical area, the use of robotic teleoperated systems in minimal invasive surgery (MIS) is an application that is gaining more interest every day. The principal reasons for that are the advantages of precision, the elimination of the surgeon's hand trembling, the diminution of inpatient convalescence and rehabilitation, the reduction of pain, and aesthetic aid [2-5].

This technique had its origins in the early 1990s with two important events: (a) the creation of AESOP, a system to hold and drive the camera in a laparoscopic surgery, and (b) the development of "Green Telepresence surgery system" to assist soldiers injured in war by medical personnel out of conflict zones. Those events were the foundation to develop the most important systems for telesurgery at a worldwide level: Zeus[®] by Computer Motion and daVinci[®] by Intuitive Surgical, the only commercial system approved by the Food and Drug Administration (FDA) for use in Europe, USA and some Asian countries [6-8]. The principal obstacle for implementation of the da Vinci[®] Surgical System in more institutions around the world is the high cost. For that reason, since 2000 the Foundation for Cardiac Surgery Development (FCSD) is working on the Robin Heart project (RH). Today it is a functional teleoperated system for application in cardiac surgery procedures and with the possibility to expand its functionality to laparoscopic procedures. It has one arm to hold the laparoscopic camera and two other arms equipped with tools.

The Robin Heart project has the three fundamental components of telesurgical devices mentioned above. In this article the general characteristics of the

slave system and its control will be presented and the master system will be emphasized.

The paper is organized as follows: section II presents the description of the actual Robin Heart system; section III presents the kinematic and dynamic analysis of the master in RH with computed torque control; section IV presents results of the simulation and section V consists of the discussion and conclusions.

V. Z. Pérez is with the Department of Electronic Engineering, Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, Colombia. (e-mail: vera.perez@upb.edu.co); Bioengineering Center: <http://convena.upb.edu.co/~bioingenieria/index.html>

A. Kandora is with the Foundation for Cardiac Surgery Development, Zabrze, Poland. (e-mail: kierrhs@tlen.pl); URL: FCSD: <http://frk.pl>

L.B. Gutiérrez, is with Department of Electronic Engineering in Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, Colombia. (e-mail: lbgutie@ieee.org); URL: Grupo de Automática y diseño: <http://amasd.upb.edu.co/>.

II. DESCRIPTION OF ROBIN HEART

A. Slave system

This system is a 7 degree of freedom (DOF) parallel manipulator. From a mechanical point of view, it has two basic principles [9]: (a) Concept of "constant point mechanism", through spherical kinematics of the manipulator. In this case, the center of the robot is placed in the port, a small hole used to introduce the tools in laparoscopic surgery (b) Active kinematic, one of the methods to obtain stability of the port, where by the robot has two DOF more than necessary to move the tool and the body around the port is assumed to be an obstacle.

The kinematics and dynamics of the RH manipulator have been studied in previous research. Currently, the results of the kinematics have been implemented to create the control algorithms [10, 11]

B. Control system

Currently, the bases of the RH control system is being implemented on a Digital Signal Processor (DSP) [11-13], which: (a) translates commands in the master system to movements in the slave system; (b) provides adequate precision, accuracy and resolution to perform surgeries taking into account anatomical structures; (c) establishes scales to transform master/slave movements; (d) eliminates trembling.

C. Master system

Fig. 1 presents the RH master system, the device that the surgeon uses to send orders to the slave system. The actual system is a mechanical development in aluminum with 4 joints: 3 of them rotational and 1 of them prismatic. Each joint includes an encoder to detect the position of the master according to surgeon's hand movement.

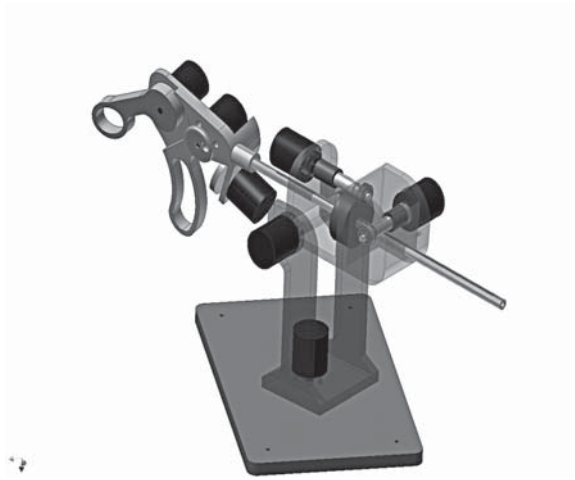


Fig. 1. Master system in RH

With a model of the master system, it is possible to analyze its performance and its interactions with the environment responding to some mechanical conditions.

III. DEVELOPMENT OF THE MODEL

Although the developed model has 7 DOF, only four of them are considered because of the movement of the grasper does not affect the final position of the master.

A. Kinematic analysis

The kinematic analysis of the master system was done with help of the Denavit Hartenbergs' algorithm [14]. Fig. 2 shows the frame assignments.

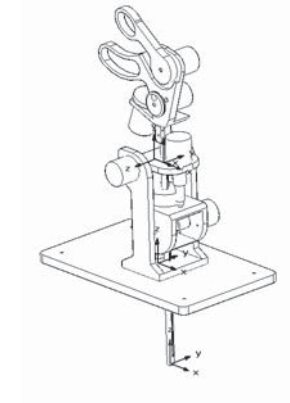


Fig. 2. Frames assignment and axes for the kinematic analysis

See Fig. 3 for a two-dimensional diagram of the assignment.

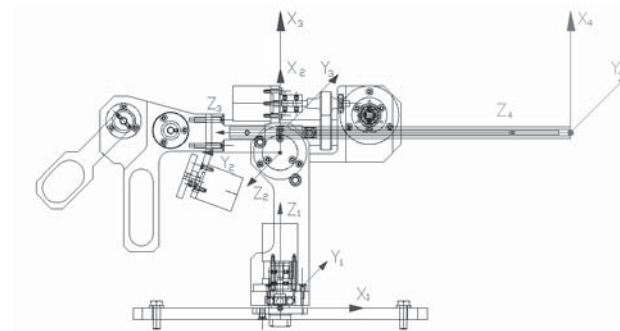


Fig. 3. View in two dimensions

Table 1 presents the Denavit Hartenbergs' parameters for the RH master.

TABLE I
DENAVIT HARTENBERG'S PARAMETERS IN THE ROBIN HEART MASTER SYSTEM

i	θ_i	α_i	a_i	d_i
1	θ_1	$\pi/2$	0	d_1
2	θ_2	$-\pi/2$	l_1	0
3	θ_3	0	0	d_2

The mathematical equations are generated until the final position of the tool tip is found according to the values of the joints. The mathematic development and the notation will be according to Fu [14].

$${}^{i-1}A_i = T(z, \theta_i)T(0, 0, d_i)T(a_i, 0, 0)T(x, a_i)$$

$${}^0_4A = {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T {}^3_4T$$

$${}^0_4A = \begin{bmatrix} c_1c_2c_3 - c_1s_2s_3 & -c_1c_2s_3 - c_1s_2c_3 & -s_1 & -s_1d_2 + c_1L_1 \\ s_2c_3 + c_2s_3 & -s_2s_3 + c_2c_3 & 0 & -d_1 \\ s_1c_2c_3 - s_1s_2s_3 & -s_1c_2s_3 - s_1s_2c_3 & c_1 & c_1d_2 + s_1L_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

B. Dynamic analysis

For the dynamic analysis of the system, the Lagrange- Euler method was utilized. It was necessary to use or calculate some important parameters of the actual model: mass, distance, center of mass and moments of inertia (see Table II).

The equations used in this item were based on Fu [14]. First, the kinematic analysis was performed on the manipulator, and later, the calculations of each one of the variables of the analysis by computed torque control were performed. The equation applied was:

$$\tau(t) = M(q(t))\ddot{q}(t) + h(q(t), \dot{q}(t)) + c(q(t)) \quad (1)$$

Where $\tau(t)$ is a vector applied to the joints, $q(t)$ is a vector of variables of arm joints, $\dot{q}(t)$ is a vector of velocities in the arm joints, $\ddot{q}(t)$ is a vector of acceleration of variables of the joints $q(t)$, $M(q)$ is the mass matrix (a symmetric positive definite matrix), $h(q, \dot{q})$ is a Coriolis' force and non-linear centrifuge forces and $c(q)$ a gravitational force vector.

It was necessary, then, to calculate the elements $M(q)$, $h(q, \dot{q})$, $c(q)$ in expression (1). These calculations require some mechanical parameter values of the system, which are visualized in Table II.

The parameters were obtained as follows:

1) *Calculation of inertial matrix $M(q)$* : The calculation of inertial matrix was done using the following equations:

$$M_{ik} = \sum_{j=\max(i,k)}^n Tr(U_{jk}J_jU_{ji}^T) \quad (2)$$

with

$$i, k = 1, 2, 3, 4$$

Where

$$U_{ij} = \begin{cases} {}^0A_{j-1}Q_j{}^{j-1}A_i & \text{for } j \leq i \\ 0 & \text{for } j > i \end{cases} \quad (3)$$

${}^0A_{j-1}$: a transformation of frames matrix which present the relation between frame j-1 and the frame of the base.

Q_j : one matrix with two different values depending on the kind of joint. In the case of a rotational joint, the expression is (4).

$$Q_j = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (4)$$

And for a prismatic joint the expression is (5)

$$Q_j = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (5)$$

TABLE II. SIMULATION PARAMETERS

Parameter		Value	Unit
Mass	m1	0,369011	Kg
	m2	0,53126	
	m3	0,411071	
	m4	0,411071	
Distance	L1	0,01625	m
	d1	0,13	
	d2	0,252	
Moments of inertia	Ixx1	0,00322	Kg*m ²
	Iyy1	0,002892	
	Izz1	0,000543	
	Ixx2	0,012832	
	Iyy2	0,014305	
	Izz2	0,001983	
	Ixx3	0,007852	
	Iyy3	0,011788	
Izz3	0,004092		
Ixx4	0,007852		
Iyy4	0,011788		
Izz4	0,004092		

Center of gravity	Sx1	0,009166	m
	Sy1	0,006537	
	Sz1	0,0682586	
	Sx2	0,0418053	
	Sy2	0,0052137	
	Sz2	0,1528359	
	Sx3	0,0809951	
	Sy3	0,0075497	
	Sz3	0,1351744	
	Sx4	0,0809951	
Sy4	0,0075497		
Sz4	0,1351744		

${}^{j-1}A_i$: the matrix of transformation to relate the frame i with frame j-1. This matrix of general transformation can be seen in expression (6)

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\cos\alpha_i \sin\theta_i & \sin\alpha_i \sin\theta_i & a_i \cos\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\alpha_i \cos\theta_i & -\sin\alpha_i \cos\theta_i & a_i \sin\theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

And J_j is one matrix defined in function of inertia tensor. I_{ij}

$$J_j = \begin{bmatrix} \frac{-I_{xx} + I_{yy} + I_{zz}}{2} & I_{xy} & I_{xz} & m_i \bar{x}_i \\ I_{xy} & \frac{I_{xx} - I_{yy} + I_{zz}}{2} & I_{yz} & m_i \bar{y}_i \\ I_{xz} & I_{yz} & \frac{I_{xx} + I_{yy} - I_{zz}}{2} & m_i \bar{z}_i \\ m_i \bar{x}_i & m_i \bar{y}_i & m_i \bar{z}_i & m_i \end{bmatrix} \quad (7)$$

The assignments of values in table II were calculated with help of the software Solid Edge®. The frame 0 or base was chosen as a reference in the calculations. Joint 1, 2 and 3 can be seen in figures 4, 5 and 6 respectively.

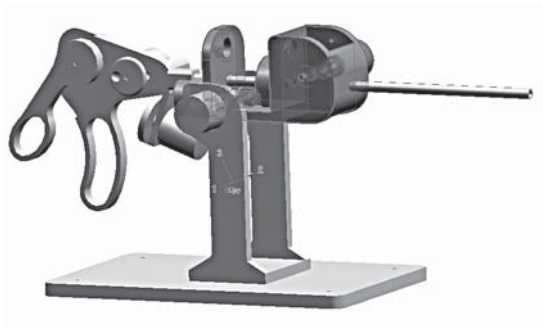


Fig. 4. Link 1

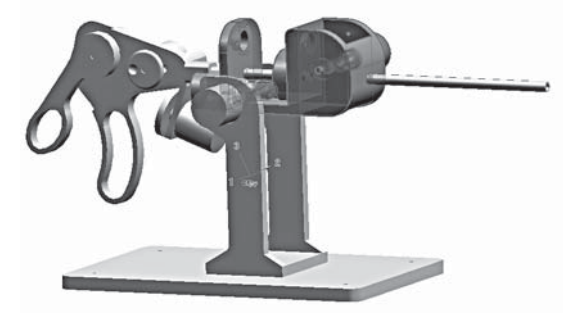


Fig. 5. Link 2

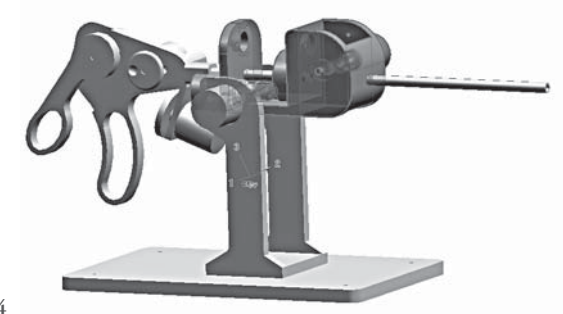


Fig. 6. Link 3 and 4

2) Calculation of Coriolis and centrifugal forces $h(q, \dot{q})$:

$$h_i = \sum_{k=1}^n \sum_{m=1}^n h_{ikm} \dot{q}_k \dot{q}_m \quad \text{with } i = 1, 2, \dots, n \quad (8)$$

Where:

$$h_{ikm} = \sum_{j=\max(i,k,m)}^n \text{Tr}(U_{jkm} J_j U_{ji}^T) \quad \text{with } i, k, m = 1, 2, 3, 4 \quad (9)$$

Where the expression U_{jkm} are the effects between joints:

$$U_{ijk} = \begin{cases} {}^0A_{j-1} Q_j {}^{j-1}A_{k-1} Q_k {}^{k-1}A_i & i \geq k \geq j \\ {}^0A_{k-1} Q_k {}^{k-1}A_{j-1} Q_j {}^{j-1}A_i & i \geq j \geq k \\ 0 & i < j \text{ ó } i < k \end{cases} \quad (10)$$

3) Calculation of gravitational force vector $c(q)$: The expression used is (11)

$$c_i = \sum_{j=i}^n (-m_j G U_{ji}^j \bar{r}_j) \quad \text{with } i = 1, 2, \dots, n \quad (11)$$

Where:

m_j is the mass of each joint in Kg. These are the first four lines in table II.

$G = (g_x, g_y, g_z, 0)$ is one row vector of gravity expressed in the coordinated system of the base. In the case of the RH robot, $G = (0, 0, -|g|, 0)$ according to assignment of frames, where g is the gravitational constant ($g = 9.8062m/s^2$).

U_{ji} is the definition presented in expression (3).

${}^j r_j$ is the center of mass vector for each joint.

IV. RESULTS AND DISCUSSION

All the joints acted in a similar way. The results are presented in figure 7, 8 and 9.

The solid line in figure 7 and 8 shows the desired trajectory for each joint in the master tool robot and the dotted line is the real trajectory after applying controlled torque.

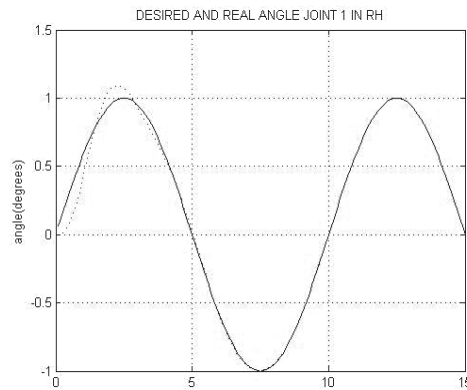


Fig. 7. Desired and real performance of joint 1

In this case, the system took about 6 seconds and moved exactly like the desired trajectory in each joint. This time is optimum according to the application of the system and the requirements of the user.

The error in the control system is the difference between the desired and the real angle in the previous graphics for each joint. In these kinds of applications, the performance of the system with the control is asymptotically stable and the state stable is zero. The error of the system is shown in Fig. 8.

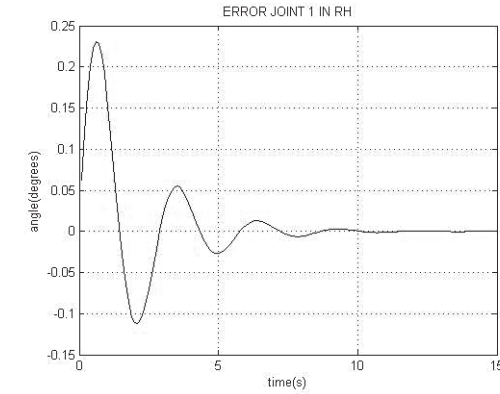


Fig. 8. Error in joint 1

The system is completely stabilized after 10 seconds.

Finally, the torque in each joint is presented in figure 9.

It is important to create a model of the master tool for analyzing the actual condition of the system and present some considerations about its design for futures constructions:

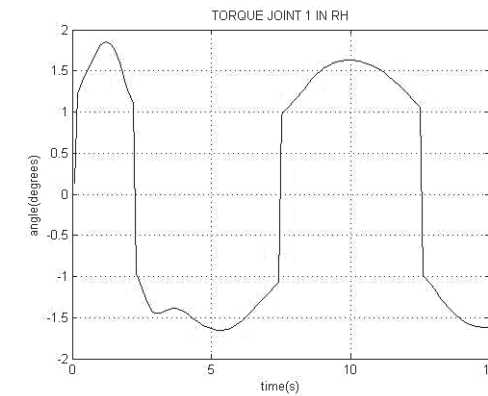


Fig. 9. Torque in joint 1

- It is possible to verify the performance when the material is substituted. The results will be different with respect to the initial results because if the material changes, the density changes and as a consequence the mass changes. Since the inertial matrix depends on mass, that parameter varies too. An approximate result of equation (1) can be obtained, but the model has the advantage of permitting input of exact new parameters and visualizing new graphics.

- If one part of the mechanical system changes, it is possible to know the new parameters with help of the blueprints of the system, the new mass of each link and the input to the model, thus verifying the new performance.
- The initial model considers a presumed friction force. Nevertheless, it is possible to input the real friction, according to the materials of the surfaces in contact and in this way choose combinations of materials for better performance.
- A system with 4 DOF was analyzed, but it is possible to have more DOF as is the case with the master tool in the FCSD. The performance will be the same even if the analysis considers the 3 DOF excluded from the model, since these do not represent changes in the mechanical parameters of the system.
- This dynamic analysis and simulation is only possible when we do not assume one passive system. In this case we are supposing each joint of the master tool are moved by direct current (DC) motors and the analysis includes some characteristics of this kind of motor. In reality it is the operator who manipulates the system. However, with this consideration it is possible to obtain results of the simulation with constant inputs, because in the case of the operator, these forces are variable and are not easy to measure.
- One additional analysis of this model can include human movements like actuators in the system, using data in the review of the state of the art. Nevertheless, it is necessary create approximate model taking into account muscles actions, reaction forces, etc. and analyzing the results.

V. CONCLUSIONS

Kinematics and dynamics of the Robin Heart master tool have been presented. The analysis of the kinematics was done with help of Denavit Hartenbergs' algorithm. For the dynamic analysis of the system, the Lagrange-Euler method was used calculating some parameters with help of the software Solid Edge®. A simulation including an analysis by computed torque control was performed and as a result, an asymptotically stable system and a stable state zero were found.

The simulation corresponds to the master block in the telesurgical system RH, taking into account the forces applied by the surgeon and the forces originated in the slave.

Bibliography:

- 1 Navarro, J.M.S., Desarrollo de una interfaz kinestésica paralela y experimentación en control de sistemas hápticos y teleoperados, in Departamento de Ingeniería de Sistemas Industriales. 2003, Universidad Miguel Hernández: Elche. p. 220.
- 2 Glasgow, R.E., K.A. Adamson, and S.J. Mulvihill, The benefits of a dedicated minimally invasive surgery program to academic general surgery practice. *Journal of Gastrointestinal Surgery*, 2004. 8(7): p. 869-873.
- 3 Hanly, E.J., et al., Multiservice laparoscopic surgical training using the daVinci surgical system. *The American Journal of Surgery*, 2004. 187(2): p. 309-315.
- 4 Preusche, C., T. Ortmaier, and G. Hirzinger, Teleoperation concepts in minimal invasive surgery. *Control Engineering Practice*, 2002. 10(11): p. 1245-1250.
- 5 Costi, R., et al., Robotic fundoplication: from theoretic advantages to real problems. *Journal of the American College of Surgeons*, 2003. 197(3): p. 500-507.
- 6 Fogel, H.S.M., Cirugía robótica en México. Los sistemas inteligentes, perspectivas actuales y a futuro en el ámbito mundial. *Revista Mexicana de Cirugía Endoscópica*, 2003 4(1): p. 45-50.
- 7 Cirugía robótica. Documento de apoyo. Doctorado en electrónica: captación multisensorial y sistemas robóticos. 2006 3/1/07 [cited 2006 6/12/2006]; Available from: Latam_Cirugirobotica.
- 8 Hanly, E.J. and M.A. Talamini, Robotic abdominal surgery. *The American Journal of Surgery*, 2004. 188 (Supplement 1): p. 19-26.
- 9 Podsedkowski, L., RobIn Heart 0,1, and 3 - mechanical construction development. *Bulletin of the polish academy of sciences*, 2005. 53(1): p. 79-85.
- 10 Tejszerska, D., Analiza kinematyczno-dynamiczna ramienia robota kardiochirurgicznego Robin Heart, in Zakład Mechaniki Ogólnej i Biomechaniki, Wydział Mechaniczny Technologiczny. 2006, Politechnika śląska w Gliwicach: Gliwice. p. 70.
- 11 Kostka, P., et al., Control systems of robin-heart® cardiac surgery telemanipulators family - technical solutions. p. 8.
- 12 Kostka, P., et al., Systemy sterowania rodziny telemanipulatorów kardiochirurgicznych RobInHeart® 0,1 i 2 - rozwiązania techniczne.
- 13 Kostka, P., Moduł zadajnika systemu telemanipulatora chirurgicznego. 2002: p. 11.
- 14 K.S.Fu, R.C.Gonzalez, and C.S.G.Lee, *Robótica: control, detección, visión e inteligencia*. 23 ed, ed. McGraw-Hill. 1988, Toronto

Model manipulatora do wspomagania operacji ortopedycznych

Wojciech Jopek, Michał Turów, dr inż. Krzysztof Krzysztoforski

Międzywydziałowe Koło Naukowe Biomchaników, Politechnika Wrocławska, Wydział Mechaniczny, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Politechnika Wrocławska.

Streszczenie

Celem autorów było wykonanie projektu i modelu manipulatora, który mógłby służyć do wspomagania przeprowadzania operacji ortopedycznych. Model został wyposażony w nowoczesny i innowacyjny system sterowania, oraz oprogramowanie diagnostyczne. Całość ma posłużyć w przyszłości do opracowania systemu wspomagającego operacje ortopedyczne.

Model of telemanipulator for orthopaedic surgery suport.

Abstract

The realization of the project and model of the manipulator to suport orthopaedic operations was the authors aim. The model was equipped in the modern and innovative control system, and diagnostic software. The whole system is the frame for the futere study of the system helping orthopaedic operations creation.

1. Wstęp

Już od kilkunastu lat obserwujemy wyraźny wzrost zainteresowania problemem wspomagania zabiegów chirurgicznych. Coraz częściej na salach operacyjnych można spotkać zaawansowane systemy obrazowania a także manipulatory zwiększające dokładność i pewność ruchów chirurga. Wszystkie te zabiegi mają na celu poprawę komfortu przeprowadzania operacji a także zmniejszenie stopnia ich inwazyjności. Stąd też coraz szerzej prowadzone są prace nad opracowaniem nowych rozwiązań z tego zakresu.

Jedną z najdynamiczniej rozwijających się dziedzin z tym związaną jest projektowanie manipulatorów medycznych. Głównie są to tzw. roboty do przeprowadzania operacji laparoskopowych, które umożliwiają chirurgowi precyzyjne manipulowanie laparoskopami w ciele pacjenta. Skutkuje to bardzo małą inwazyjnością takiego zabiegu oraz krótkim okresem rekonwalescencji chorego. Przemyślane rozwiązania joysticków do sterowania urządzeniem w połączeniu z zaawansowanym stereowizyjnym systemem obrazowania sprawiają, że praca chirurga staje dużo prostsza i pewniejsza. Niestety tego typu rozwiązania znacznie rzadziej są obecnie spotykane przy operacjach ortopedycznych. Jest to spowodowane przede wszystkim zupełnie inną specyfiką zabiegu. Głównie chodzi tu o większe obciążenia pojawiające się podczas „manipulacji” na tkankach twardych. Ponadto użycie manipulatora nie zmniejsza inwazyjności zabiegu a wręcz, w niektórych przypadkach, ją zwiększa. Jednakże daje on możliwość przeprowadzenia dużo dokładniejszych działań niż w przypadku tradycyjnych operacji. Jest to niezwykle ważne, ponieważ nawet małe błędy mogą być brzemienne w skutkach (np.: obluzowania endoprotez czy też ich niewłaściwe obciążenie). [3]

Stąd pomysł na opracowanie konstrukcji oraz algorytmu sterowania manipulatorem, który mógłby wspomagać lekarzy w czasie operacji ortopedycznych. Wstępnie założono, że powinna go cechować łatwość sterowania a sama konstrukcja powinna posiadać dużą sztywność.

2. Opis konstrukcji manipulatora.

Celem autorów pracy było stworzenie oryginalnej konstrukcji manipulatora, który w przyszłości mógłby stanowić bazę systemu do wspomagania zabiegów ortopedycznych. Opracowana konstrukcja jest stosunkowo prosta (Rys.1.), aby można było ją wykonać przy użyciu podstawowych narzędzi. Zdecydowano się na manipulator o 7 stopniach swobody o mieszanym charakterze szeregowo - równoległym. Do napędzania części szeregowej zastosowano silowniki liniowe natomiast pozostałe stopnie swobody napędzane są silnikami o ruchu obrotowym. Wszystkie zastosowane napędy są napędami elektrycznymi prądu stałego, ale w celu zapoznania się ze sposobami sterowania i przydatnością poszczególnych rodzajów napędów, zostały użyte różne ich rodzaje. Silnik prądu stałego, bipolarne silniki krokowe oraz serwo-mechanizmy modelarskie występują w konstrukcji manipulatora. Całym urządzeniem obraca zamontowany w podstawie szczotkowy silnik prądu stałego, który dla zwiększenia momentu obrotowego został wyposażony w przekładnię ślimakową. Do poruszania częścią szeregową zastosowano liniowe bipolarne silniki krokowe. Chwytnak oraz trzy ostatnie stopnie swobody są wprawiane w ruch za pomocą serwo-mechanizmów.[5]

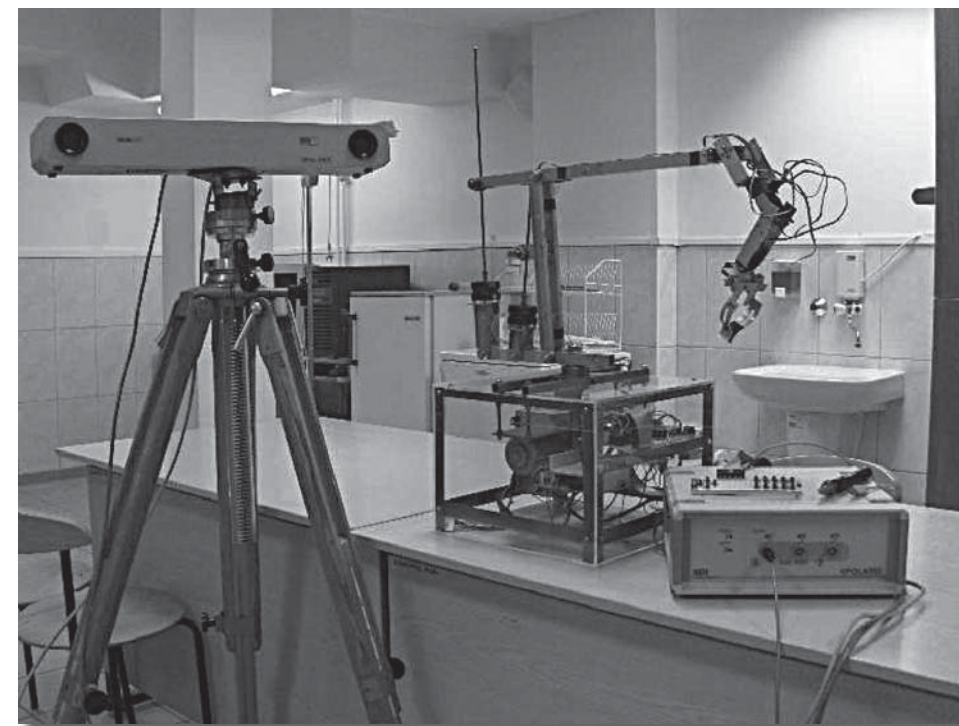


Rys.1. Model w systemie MSC.Adams, wykonany do symulacji kinematyki i dynamiki manipulatora

Konstrukcję zaprojektowano tak, aby sterowanie nią było możliwie proste. Dlatego też mechanizm w dużej części jest mechanizmem płaskim, a pożądaną pozycję końcówki roboczej manipulatora uzyskuje się poprzez jego obrót przy podstawie. Takie rozwiązanie znacznie upraszcza opis matematyczny obiektu a także gwarantuje znaczną jego sztywność w płaszczyźnie mechanizmu.

Manipulator składa się z 11 członów połączonych 12 parami kinematycznymi. Posiada on 7 stopni swobody i tyle samo niezależnych napędów. Wszystkie pary kinematyczne są klasy V. [1] [2]

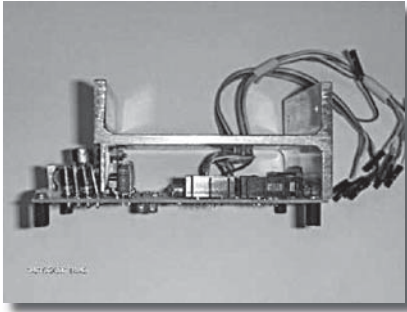
Konstrukcja została wykonana z profili aluminiowych, które połączono techniką lutowania oraz przy użyciu połączeń śrubowych. Cała konstrukcja manipulatora została ułożyskowana przy użyciu dwóch stożkowych łożysk tocznych w układzie X i zamocowana na ramie wykonanej z profili aluminiowych. Rama stanowiąca podstawę konstrukcji, została ponadto wykorzystana do zamocowania elementów składowych elektronicznego układu sterującego. Do łożyskowania przegubów w części równoległej manipulatora wykorzystano proste łożyska ślizgowe. Zamiana ruchu obrotowego na ruch postępowy w silnikach krokowych realizowana jest poprzez mechanizm śrubowy, który składa się ze śruby oraz nakrętki o gwincie metrycznym M6. Końcowe 3 szeregowe stopnie swobody oraz chwytak są napędzane przy pomocy umieszczonych wprost w osiach obrotów serwomechanizmów modelarskich dysponujących momentem obrotowym 0.5 Nm.



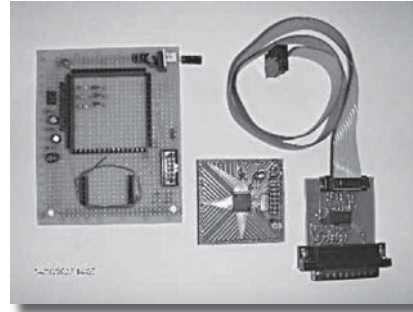
Rys.2 Model fizyczny manipulatora wraz z systemem Polaris użyty do sterowania manipulatorem.

3. Układy elektroniczne manipulatora.

Omawiany manipulator wyposażony został w elektroniczny układ sterujący w skład, którego wchodzi dwa mikrosterowniki MSP430f149 firmy TI oraz sterowniki silników krokowych i szczotkowego silnika prądu stałego. Programowanie mikrosterowników odbywa się poprzez debugger J-Tag podłączony do portu LPT komputera PC. Wymianę danych pomiędzy komputerem a mikrosterownikiem umożliwia moduł przejściowy USB →RS-232, natomiast system POLARIS komunikuje się z PC przy użyciu interfejsu RS 232. Do zasilania części sterującej wykorzystano stabilizowany zasilacz prądu stałego o parametrach: $I_{max} = 1.5 [A]$, $U = 2-12 [V]$. Układy napędowe, natomiast zasilane są z zasilacza sieciowego parametrach: $U \sim 230[V]$, $U = 5[V]/12[V]$, $I_{max} = 5[A]$, $P_{max} = 250 [W]$.

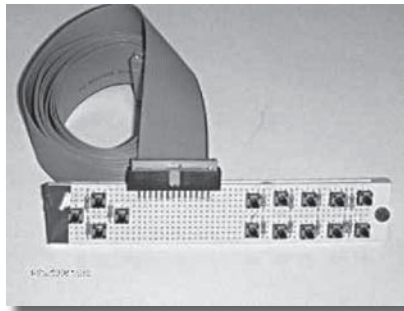


Rys.3. Mikrosterownik MSP430F149 z płytka



Rys.4. Sterownik silników krokowych i programatorem J-Tag

Do określania położenia kątowych poszczególnych członów manipulatora wykorzystano rezystancyjne czujniki położenia kątowego - potencjometry węglowe o rezystancji 0-100[Q]. Są one znacznie mniejsze i tańsze od klasycznych enkoderów, jednakże w celu oczyszczenia sygnału pomiarowego z szumów należy stosować filtry dolnoprzepustowe [4]. Podczas eksploatacji ma miejsce również szybkie zużywanie ścieżek węglowych, co ma duży wpływ na dokładność wskazań i może prowadzić do zafałszowania wyników pomiarów.

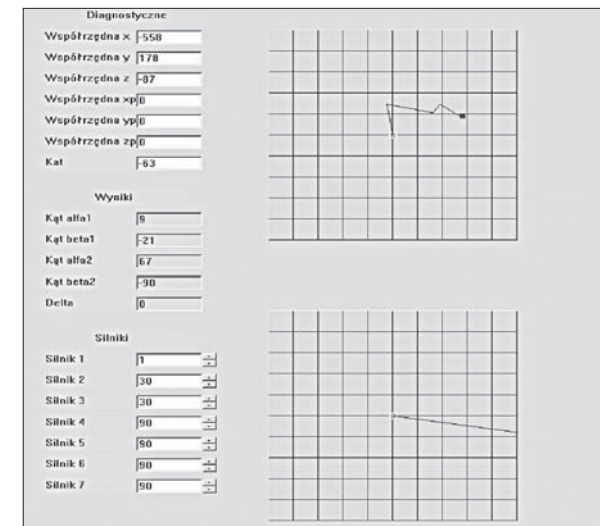


Rys.5. Kontroler do sterowania bezpośredniego manipulatorem

Opracowane zostały dwa sposoby sterowania ramieniem manipulatora. Pierwszy z nich pozwala na bezpośrednie sterowanie każdym stopniem swobody przy użyciu panelu zbudowanego w oparciu o mikro styczniki. Jest to jednak metoda bardzo niewygodna, ponieważ nie pozwala w prosty sposób na dotarcie końcówką roboczą do zadane punktu. Dlatego też opracowany został drugi sposób sterowania oparty o system nawigacji *POLARIS* firmy *NDI* [rys.1], stosowany do wspomagania zabiegów ortopedycznych. Wyżej wymieniony system składa się z dwóch kamer podczerwieni oraz aktywnego markera wyposażonego w diody emitujące światło podczerwone. W opracowanym systemie sterowania aktywny marker pełni funkcję wskaźnika pokazującego współrzędne punktu, do którego końcówka manipulatora ma dotrzeć.

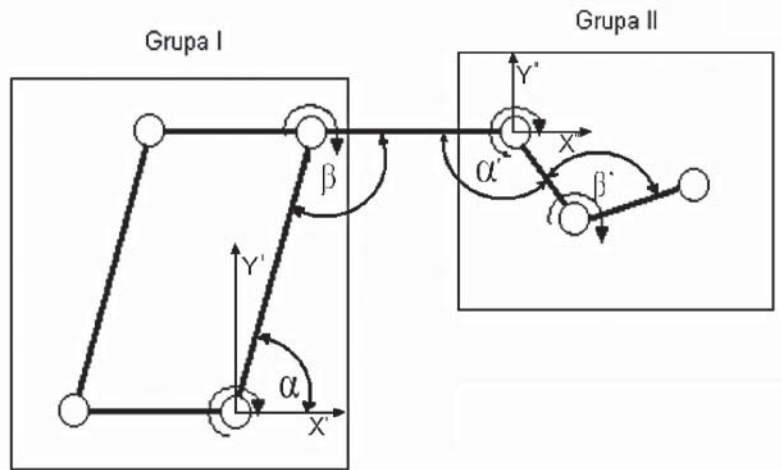
4 .Oprogramowanie

W celu umożliwienia sterowania robotem przy użyciu markerów współpracujących z kamerą podczerwieni stworzono aplikację, w której zaimplementowano złożony algorytm przeliczania współrzędnych otrzymywanych z urządzenia. Opracowana aplikacja steruje całym procesem jako 'master'. Inicjuje ona rozpoczęcie pracy przez poszczególne elementy sytemu. W pierwszej kolejności uruchamia łączność i sprawdza czy do komputera jest podłączony właściwy mikrosterownik i system POLARIS. Używa do tego specjalnie opracowanego protokołu, który został zoptymalizowany ze względu na prędkość transmisji i rodzaj przesyłanych danych. Następnie, gdy inicjacja zakończy się poprawnie otworzone zostaje okno aplikacji [Rys.6.], które zawiera dane liczbowe oraz wizualne o położeniu manipulatora oraz wskaźnika sterującego. Aby móc nim sterować, przy użyciu markera systemu POLARIS, należy przyjąć układ współrzędnych związany z manipulatorem. Jest to miejsce przy jednej z par kinematycznych (miejsce obrotu przy podstawie). Następnie należy wskazać miejsce w obszarze roboczym manipulatora, a program wylicza wartości kątowe jakie powinien przyjąć manipulator, aby dotrzeć do zadanego położenia. Jeśli już takie wartości zostaną określone to są one przesłane do pierwszego z mikrosterowników, który sprawdza położenia kątowe poszczególnych członów. Jeśli położenie manipulatora nie jest zgodne z zadanym, przesyła do drugiego z mikrosterowników rozkaz do zmiany pozycjimechanizmu. Drugi mikrokontroler jest odpowiedzialny bezpośrednio za sterowanie napędami.



Rys.6. Widok okna aplikacji obliczającej pozycję manipulatora, oraz pełniącej funkcję diagnostyczne

Ze względu na ilość stopni swobody, oraz nietypową konstrukcję, realizacja zagadnienia odwrotnego kinematyki manipulatora okazała się niemożliwa. Stąd konieczne okazało się opracowanie algorytmu, który pozwoli na doprowadzanie członu roboczego w zadane położenie. Ze względu na to, iż manipulator może być traktowany jako obiekt płaski prawie całą analizę można przeprowadzić na płaszczyźnie, co znacznie upraszcza opis matematyczny algorytmu. Nie jest też konieczne uwzględnianie w algorytmie ruchów chwytaka. Został, więc nam do rozpatrzenia manipulator o czterech stopniach swobody.



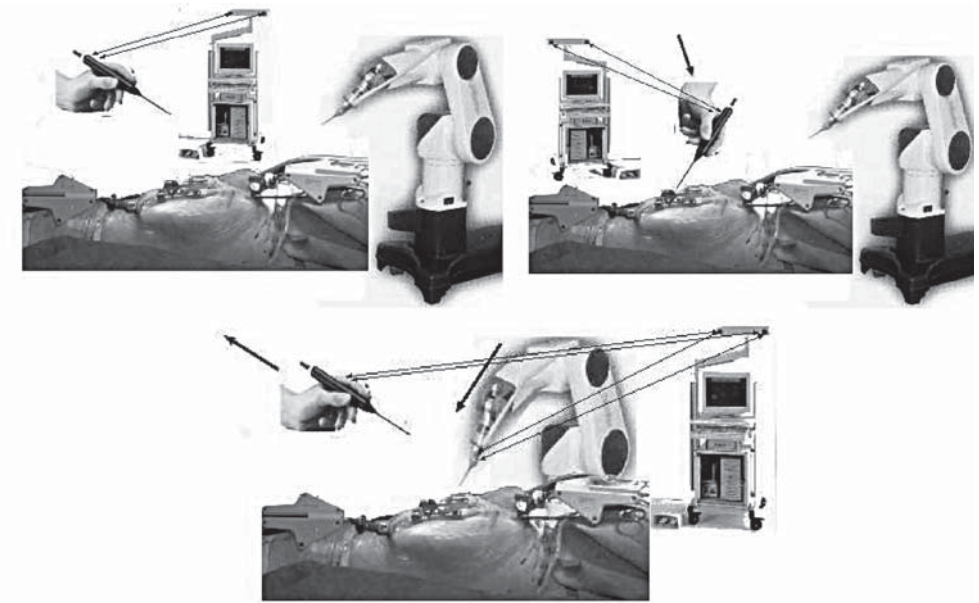
Rys.7. Podział manipulatora na dwie grupy napędów

Następnie manipulator o czterech stopniach swobody rozbijamy na dwie grupy o dwóch stopniach swobody w sposób pokazany na Rys.7. Każda z wyodrębnionych grup może być traktowana jak osobny manipulator. Do każdego z tak utworzonych manipulatorów przypisujemy układ współrzędnych. Układ grupy drugiej jest odpowiednio transformowany w układzie pierwszej. Następnie jest określamy obszar roboczy grupy II i sprawdzane jest czy zadany punkt do którego należy dotrzeć elementem wykonawczym leży w tym obszarze. Gdy punkt ten należy do obszaru wyznaczane są kąty α' i β' , aby dotrzeć do zadane-go punktu, jeśli natomiast leży on poza obszarem roboczym zmieniają się kąty α i β , tak aby środek obszaru roboczego trafił w punkt.

5. Wnioski i uwagi

Opisywany powyżej projekt zakładał wykorzystanie do sterowania manipulatorem systemu do nawigacji Polaris firmy NDI. Takie rozwiązanie pozwala na precyzyjne dotarcie końcówki roboczej manipulatora we wskazany przez operatora punkt. Ma on za zadanie doprowadzać narzędzie we wskazane

miejsce a o jego użyciu decydować dopiero będzie operator. Stanie się on więc dla lekarza dodatkową ręką - stabilną silną i niezwykle precyzyjną. Schemat takiego działania przedstawiono na Rys.8.



Rys.8. Koncepcja sterowania na manipulatora medycznego

Do tej pory autorom udało się opracować projekt manipulatora oraz zbudować jego uproszczony model. Ponadto został stworzony oryginalny algorytm sterowania urządzeniem. W dalszym etapie prac zostanie on zoptymalizowany pod względem szybkości działania. Ponadto zastosowane zostaną elementy pomiarowe o większej niezawodności działania i dokładności wskazań.

6. Bibliografia:

- 1 Adam Morecki, Józef Knapczyk 'Podstawy robotyki. Teoria i elementy manipulatorów i robotów.'- Wydawnictwa Naukowo Techniczne 1999.
- 2 Adam Morecki, Józef Knapczyk - 'Teoria mechanizmów i manipulatorów'- WNT Warszawa, 2001 r.
- 3 Romuła Będziński 'Biomechanika Inżynierska'- Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej
- 4 Ulrich Teitze, Christoph Schenk - 'Układy półprzewodnikowe' - tłumaczenie: A. Błaszowski, WNT 1993 r.
- 5 Dokumentacje techniczne użytych elementów elektronicznych.

Projekt Wstępny Manipulatora Nośnego Nowego Typu dla Robota do Chirurgii Narządów Wewnętrznych

Marcin Witkowski
Krzysztof Mianowski

Institut Techniki Lotniczej i Mechaniki Stosowanej
Politechniki Warszawskiej

Streszczenie

W pracy podjęto próbę zaprojektowania manipulatora chirurgicznego. Inspiracją opisywanego studium projektowego były prototypy manipulatorów-robotów kardiochirurgicznych opracowane przez dr Krzysztofa Mianowskiego. Były one zrealizowane w ramach projektu polskiego robota kardiochirurgicznego prowadzonego przez Fundację Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze. Bazując na założeniach opracowanych przez zespół specjalistów Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w niniejszej pracy przedstawiono projekt relatywnie mało skomplikowanego manipulatora, w porównaniu do konstrukcji obecnych na rynku, znacznie tańszego w budowie. Ideą autora było zmniejszenie wymiarów całej konstrukcji. Projekt był realizowany przy wykorzystaniu komercyjnego oprogramowania NX3, AutoCAD oraz Adams.

Decrease of the dimensions of the whole construction was the author idea. The project was realized by means of commercial software NX3, AutoCAD and Adams.

1. Wstęp

W pracy podjęto próbę zaprojektowania manipulatora chirurgicznego. Inspiracją opisywanego studium projektowego były prototypy manipulatorów-robotów kardiochirurgicznych opracowane przez dr inż. Krzysztofa Mianowskiego. Były one zrealizowane w ramach projektu polskiego robota kardiochirurgicznego prowadzonego przez Fundację Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze.

Bazując na założeniach opracowanych przez zespół specjalistów Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w niniejszej pracy przedstawiono odmienne podejście do zagadnienia. Wykorzystując elementy konstrukcji z powodzeniem zastosowane w projekcie robota kardiochirurgicznego, po ich modyfikacji i ulepszeniu oraz zaprojektowaniu nowych mechanizmów podjęto się przeprowadzenia obszernego studium projektowego nowego manipulatora do chirurgii narządów wewnętrznych. Projekt był realizowany przy wykorzystaniu komercyjnego oprogramowania NX3, AutoCAD oraz Adams.

Według założeń robot-manipulator stanowiący element nośny dla narzędzia chirurgicznego powinien posiadać minimum trzy stopnie swobody - dwa obroty względem osi prostopadłych do siebie oraz jeden przesuw równoległy do osi narzędzia usytuowanego na kierunku promieniowym przechodzącym przez punkt przecięcia się dwóch poprzednich osi. Musi być zdolny do przenoszenia obciążeń rzędu kilku N przyłożonych do końcówki narzędzia zamocowanego do robota. Wyniki wcześniejszych prac pokazały, że w konstrukcji manipulatora korzystnym jest zastosowanie mechanizmów równoległowodowych. Takie rozwiązanie pozwala uzyskać odpowiednią sztywność całej konstrukcji oraz precyzję pozycjonowania. W ten sposób zostanie również mechanicznie zapewniony tzw. warunek stałopunktowości, czyli możliwość uzyskania odpowiedniej orientacji narzędzia względem stałego punktu znajdującego się w miejscu przejścia przez powierzchnię ciała pacjenta. Pozwoli to również zminimalizować obciążenie portów. Manipulator będzie się składał z trzech połączonych ze sobą mechanizmów. Dwa z nich, zapewniające ruchy obrotowe, będą razem realizowały ruch sferyczny a trzeci mechanizm zapewni promieniowy ruch prostoliniowy. Ze względu na to, iż projekt jest traktowany jako studium zrezygnowano z modelowania osłon zewnętrznych. W docelowym projekcie konstrukcję wraz z osłonami należy zbudować z materiałów umożliwiających dezynfekcję po wykonanym zabiegu.

Preliminary Project Of The New Type Support Telemanipulator For Inner Organ Surgery.

Abstract

The trial of designing the surgical manipulator is presented in this paper. The prototypes of cardiosurgical manipulators-robots worked out by the dr Krzysztof Mianowski were the inspiration of the described projects study. They were realized within the project of the Polish cardiosurgical robot led by the foundation for Cardiac Suregry Development (FCSD) in Zabrze. Basing on assumptions worked out by the team experts of FCSD in the present work the relatively simple manipulator project was introduced, in the comparison with the present constructions on market, considerably cheaper in the building.

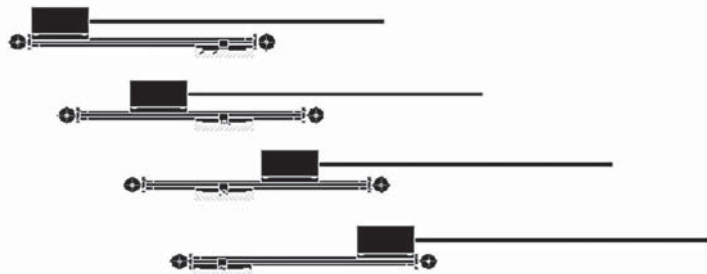
Po testach na pierwszych prototypach robotów powstałych w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii ustalono wymagane zakresy ruchów. Dla pierwszego stopnia swobody wymagany obrót to ok. 140° . Dla drugiego stopnia swobody 120° . Natomiast zakres ruchu mechanizmu liniowego to ok. 300mm.

Analizując dotychczasowe konstrukcje robotów chirurgicznych obecnych na rynku oraz obserwując prace nad projektem polskiego robota chirurgicznego zauważono, że wszystkie znane dotąd systemy zajmują znaczną przestrzeń wokół stołu operacyjnego oraz ponad pacjentem. Konstrukcje robotów znacznych rozmiarów montowane są do dużych i masywnych kolumn nośnych bądź bezpośrednio do znacznie rozbudowanego stołu operacyjnego. Biorąc pod uwagę, że narzędzia używane przy operacjach chirurgicznych o długościach od 0,3 do 0,5 m w postaci pręta o średnicy ok. 10 mm stanowią elementy podatne zauważono, że nie ma konieczności korzystania z tak rozbudowanych manipulatorów. Ideą przyświecającą opisywanej pracy było zaprojektowanie robota znacznie mniejszych rozmiarów o konstrukcji tzw. kompaktowej, który stanowiąc odpowiednio sztywną i wytrzymałą strukturę nośną mógłby zapewnić zakresy ruchów i przestrzeń roboczą narzędzia porównywalną bądź korzystniejszą od robotów obecnych na rynku.

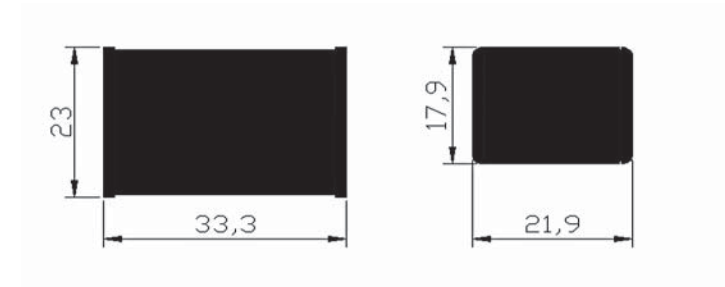
2. Opis projektu

2.1 Mechanizm liniowy

Punktem wyjścia do prac projektu manipulatora był mechanizm zapewniający narzędziu chirurgicznemu ruch liniowy równoległy do jego osi. Zakres przesuwu takiego mechanizmu powinien wynosić ok. 0,3 m. W projekcie wykorzystano koncepcję mechanizmu zastosowanego w prototypie robota RobIn Hart II (rys.1) opracowaną przez dr inż. Krzysztofa Mianowskiego. W opisywanym studium zdecydowano się jednak na modernizację powstałego wcześniej mechanizmu w celu zmniejszenia jego rozmiarów poprzecznych (rys.2)



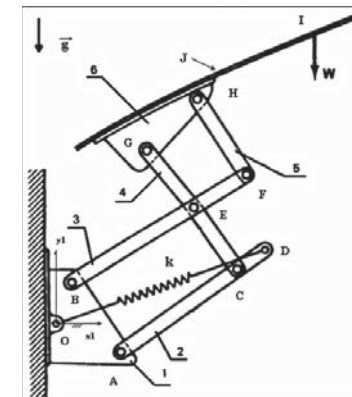
Rysunek 1 Schemat mechanizmu liniowego z narzędziem chirurgicznym



Rysunek 2 Wymiary poprzeczne (w mm) mechanizmu liniowego przed i po modernizacji

2.2 Mechanizmy „kombinowane” ruchu obrotowego realizowanego ekwidystalnie

Od samego początku prowadzenia prac nad mechanizmami zapewniającymi ruch obrotowy w konstrukcji robota, rozważano możliwość wykorzystania płaskich mechanizmów równoległowodowych. Tego typu mechanizmy są od wielu lat stosowane w technice np. jako zawiasy pokrywy bagażnika w samochodach (rys.3).

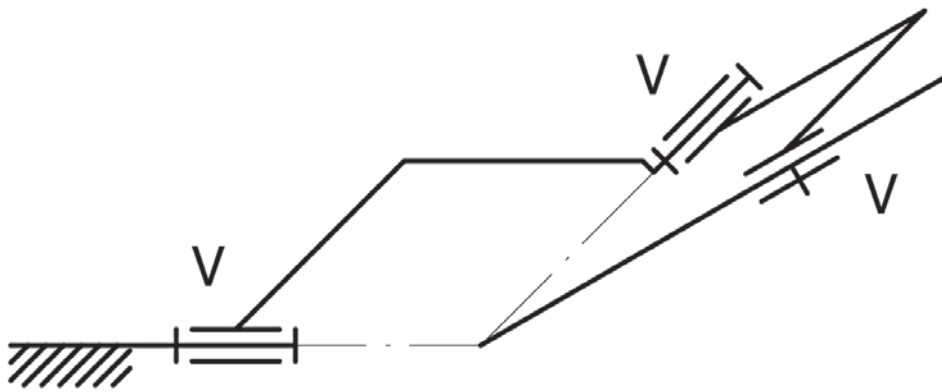


Rysunek 3 Przykład wykorzystania mechanizmów równoległowodowych

Specjalne właściwości takich mechanizmów zapewniają stałe przesunięcie osi obrotu członu wyjściowego względem wejściowego. Jako, że mechanizmy te mogą być traktowane jako płaskie, przestawienie osi odbywa się w płaszczyźnie ruchu. Wynika stąd, że jest możliwe takie skonfigurowanie mechanizmów równoległowodowych, że realizacja ruchu obrotowego członu wyjściowego względem wejściowego będzie się odbywała względem osi nienależącej do żadnego z tych członów oraz do żadnego elementu mechanizmu. Głównym

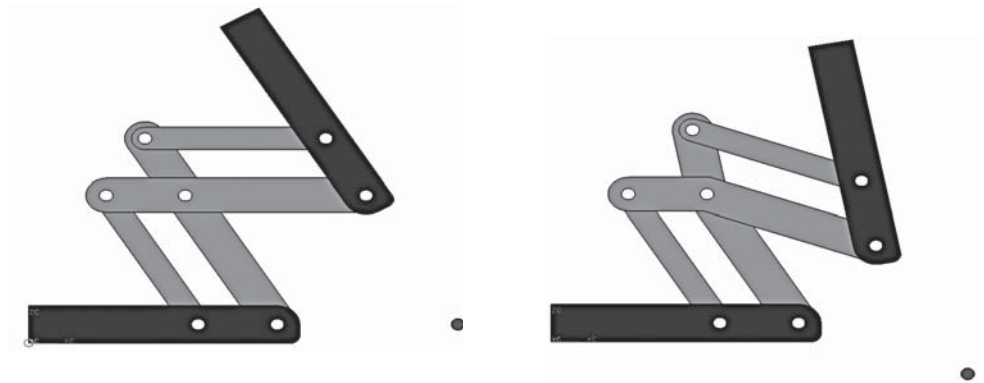
warunkiem przy konstruowaniu robota chirurgicznego jest stałopunktowość przy poruszaniu narzędziem chirurgicznym, gdzie stały punkt znajduje się w miejscu przechodzenia narzędzia przez port znajdujący się na powierzchni ciała pacjenta. Zestawiając ze sobą zdwojone mechanizmy równoległowodowe sprzęgnięte kinematycznie oraz montując do ich członu wyjściowego w odpowiedni sposób narzędzie chirurgiczne możliwe jest obracanie narzędziem w taki sposób, że nie występuje kolizja zarówno pomiędzy narzędziem i mechanizmem jak i narzędziem, mechanizmem a powłoką ciała. Dodatkowymi atutami rozwiązania tego typu jest kompaktowa budowa całego mechanizmu oraz zwiększenie sztywności ramienia i układów przeniesienia napędu. Mechanizmy takie pozwalają na realizację ruchu narzędzia przymocowanego do członu wyjściowego jako ruchu translacyjnego po okręgu. Umożliwia to poruszanie końcówką narzędzia po powierzchni okręgu o określonym zadany promieniu względem stałej osi obrotu znajdującej się poza obszarem zajmowanym przez mechanizm.

Połączenie ze sobą dwóch par takich mechanizmów równoległowodowych sprzęgniętych kinematycznie w ten sposób, że człon wyjściowy pierwszej pary jest równocześnie członem wejściowym drugiej pary oraz osie obrotu pierwszej i drugiej pary przecinają się pod kątem prostym pozwala na uzyskanie mechanizmu sferycznego. Środek obrotu powstałego mechanizmu sferycznego znajduje się w miejscu przecięcia się osi obrotu poszczególnych par sprzęgniętych mechanizmów równoległowodowych. Tak zestawiony mechanizm będzie stanowił element nośny mechanizmu liniowego, tym samym wspólnie tworząc mechanizm kulisty. Uproszczony schemat mechanizmu kulistego jest pokazany na rys. nr 4.



Rysunek 4 Uproszczony schemat kinematyczny mechanizmu kulistego

W pracy wykorzystano istniejące modele mechanizmów równoległowodowych, które powstały przy okazji projektu RobIn Hart II (rys.5). Niewystarczający zakres kątowy oraz możliwość występowania położenia osobliwych wymusiły ich znaczną modyfikacją.

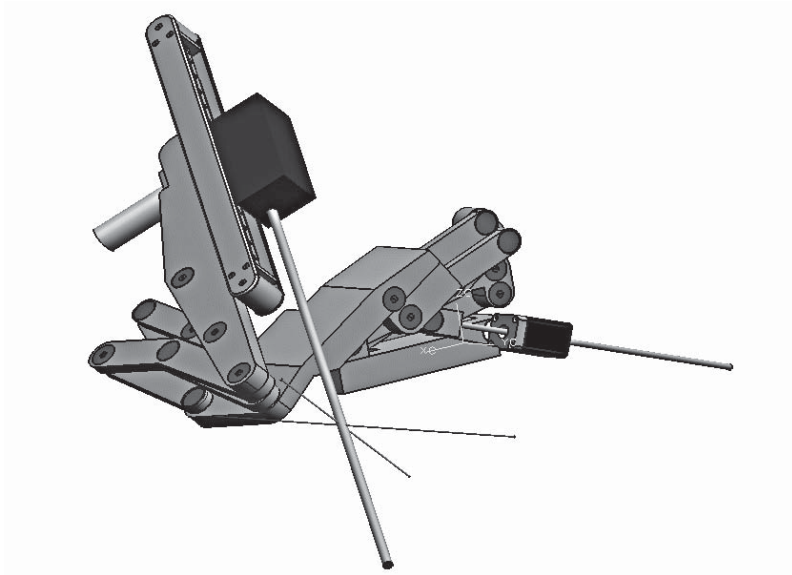


Rysunek 5 Modele mechanizmów równoległowodowych

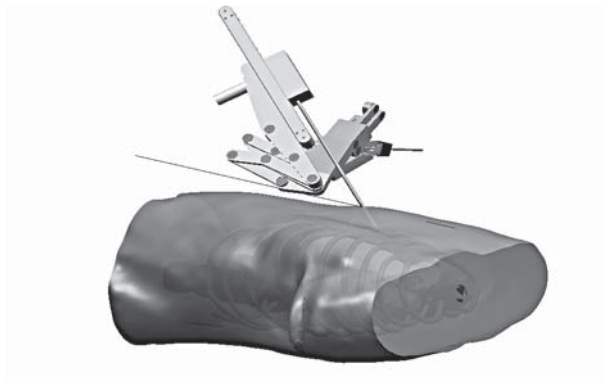
Pomysłem na rozwiązanie problemu położenia osobliwych było wykorzystanie koncepcji manipulatorów równoległych. Opiera się ona również na mechanizmach równoległowodowych z tym, że do konstrukcji jest wprowadzony dodatkowy łącznik, pracujący równoległe z dwoma dotychczasowymi. Dodatkowy łącznik eliminuje położenie osobliwe zwiększając tym samym zakres kątowy mechanizmów. Zapewnia również zwiększenie sztywności. Podobne mechanizmy równoległe są stosowane w technice w konstrukcjach zachowujących stałą orientację w przestrzeni np. w robocie POLYCRANK.

2.3 Manipulator

Konstrukcja zaprojektowanego manipulatora, którego mechanizm pierwszego i drugiego stopnia swobody zrealizowany jest zgodnie z powyższym opisem, pokazana jest na rysunku nr 6. Mechanizmy kolejnych stopni swobody zostały zaprojektowane tak, aby możliwe było odpowiednie połączenie ich ze sobą oraz zamocowanie mechanizmu liniowego. Oś obrotu pierwszego i drugiego stopnia swobody są oznaczone niebieskim i czerwonym kolorem. Punkt przecięcia osi jest to środek mechanizmu sferycznego oraz miejsce, w którym narzędzie przechodzi przez port umieszczony w ciele pacjenta. Na rysunku 7 pokazano zestawienie zaprojektowanego manipulatora z korpusem ciała człowieka.



Rysunek 6 Końcowa wersja manipulatora



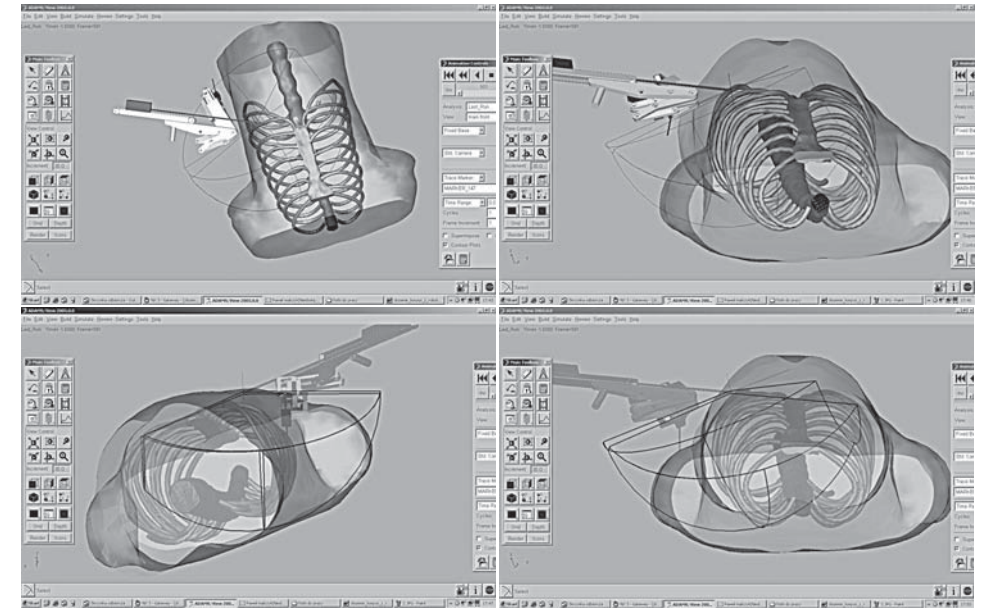
Rysunek 7 Manipulator na tle modelu korpusu ciała człowieka

2.3 Wyniki symulacji

Zaprojektowany manipulator chirurgiczny jest mechanizmem przestrzennym. Ze względu na jego skomplikowaną topologię jawne, analityczne wyliczenie współrzędnych kinematycznych mechanizmu byłoby czasochłonne, a w przypadku analizy dynamicznej być może niemożliwe. W celu przewidzenia zachowania się mechanizmu wykorzystano metodę układów wieloczłonowych. Metoda ta pozwala na automatyczne definiowanie równań ruchu kinematyki i dynamiki oraz na szybkie i dokładne ich rozwiązywanie.

W ramach pracy dyplomowej obronionej na Wydziale MEiL Politechniki Warszawskiej przeprowadzono analizę kinematyczną i dynamiczną zaprojektowanego mechanizmu. Obliczenia kinematyki i dynamiki oraz symulacje pracy manipulatora przeprowadzono za pomocą pakietu komercyjnego do modelowania układów mechanicznych ADAMS 2005

Jako wynik symulacji powstał zarys przestrzeni roboczej manipulatora z zamocowanym modelem narzędzia (rys. 8).



Rysunek 8 Zarys przestrzeni roboczej manipulatora

3. Wnioski

W wyniku przedstawionego tutaj w zarysie niniejszego studium opracowano projekt manipulatora, który spełnia podstawowe wymagania sformułowane przez specjalistów z Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii. Pokazano, że spełniając wymagania stawiane do tej pory dla manipulatorów chirurgicznych jest możliwe znaczne zmniejszenie wymiarów całej konstrukcji, co było ideą opisaną w pracy. Powstał nowatorski projekt relatywnie mało skomplikowanego manipulatora, w porównaniu do konstrukcji obecnych na rynku, znacznie tańszego w budowie. W perspektywie prowadzi to do uczynienia zrobotyzowanych operacji małoinwazyjnych bardziej dostępnymi i powszechnymi. W chwili obecnej do zrobotyzowanych operacji chirurgicznych niezbędna jest specjalistyczna sala operacyjna. Inną cechą potwierdzającą słuszność prezentowanej koncepcji jest fakt, że czyniąc manipulator urządzeniem

kompaktowym zwiększamy jego mobilność. Otwiera to drogę do prowadzenia operacji również w warunkach innych niż szpitalna sala operacyjna.

Informacja dodatkowa

Niniejsza praca jest aktualnie kontynuowana na moich studiach doktoranckich na Wydziale MeIL w Politechnice Warszawskiej, prace projektowe są rozwijane w ramach prac własnych i statutowych ITLiMS PW.

4. Bibliografia:

- 1 Adam Morecki „Problemy biocybernetyki i inżynierii biomedycznej”, tom 5.
- 2 Dr inż. Zbigniew Nawrat, dr hab. Leszek Podśędkowski, dr inż. Krzysztof Mianowski, dr inż. Paweł Kostka, mgr Zbigniew Małota, mgr inż. Piotr Wróblewski, mgr inż. Agnieszka Wróblewska, mgr inż. Robert Pruski, prof. Zbigniew Religa. „RobIn Heart 2003”, Pomiary Automatyka Robotyka, nr 12/2003.
- 3 Dr inż. Zbigniew Nawrat, Dr inż. Paweł Kostka, dr inż. Krzysztof Mianowski, mgr Zbigniew Małota, mgr inż. Arkadiusz Kandora, „Interfejs mechaniczny użytkownika robota kardiochirurgicznego”, Pomiary Automatyka Robotyka, nr 1/2004.
- 4 Marcin Witkowski, „Studium projektowe manipulatora nośnego dla robota do chirurgii narządów wewnętrznych” - praca dyplomowa

Koncepcje realizacji ruchu w przegubie kardiochirurgicznego robota laparoskopowego

Marcin Michno, Michał Owsianka

Akademia Górniczo- Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie
al. Mickiewicza 30, 30-055 Kraków

PRACA STUDENCKA

Streszczenie:

Tematem pracy jest projekt napędów i przegubów elastycznego ramienia robota chirurgicznego. Autorzy omawiają zalety i wady różnych rozwiązań technicznych, zakładając że najważniejszą cechą mechanizmów powinna być niezawodność.

The conception of movement realization in the joint of laparoscopic cardiacsurgery robot.

Abstract

Presented work describes driving units and joints of elastic surgical robot. Authors introduce both advantages and disadvantages of different technical solutions, where the main important feature of this kind of system should be reliability of designed mechanismus.

1) Wprowadzenie

Jak wiemy na projekt i budowę ramienia takiego robota wpływa bardzo wiele czynników, często ograniczających niektóre rozwiązania. Takimi czynnikami, które między innymi należy uwzględnić podczas projektowania to:

- niezawodność !!!
- wymiary
- wydzielane ciepło np. poprzez silniki
- łatwość utrzymania sterylności

- przestrzeń robocza końcówki (jak największa)
- sztywność całej konstrukcji
- precyzja

Niezawodność - nie można dopuścić do jakiegokolwiek awarii sprzętu, a w razie zaistnienia takiej sytuacji musimy mieć alternatywę dzięki której będziemy mogli łatwo i szybko usunąć usterkę, lub kontynuować prace mając zabezpieczenia awaryjne (np. dodatkowe silniki).

Wymiary - aby wykonać ramię służące do zabiegów laparoskopowych musimy wziąć pod uwagę wymiary. Decydująca w tym przypadku jest grubość ramienia. Zgodnie z powszechnym standardem, w naszych projektach przyjmujemy średnicę manipulatora 10mm.

Temperatura - nadmiernie wytwarzane poprzez obwody elektryczne ciepło może spowodować ścinanie się białek w organizmie pacjenta. Należy temu zapobiec, przeliczając wydzielane przez poszczególne elementy ciepło i dobierając odpowiednie składowe rabota lub zastosować odpowiednie kołnierze ochronne, izolujące ramiona od środowiska.

Sterylność - Podczas operacji ramię robota powinno być odizolowane od organów wewnętrznych najlepiej za pomocą jednorazowych elastycznych kołnierzy naciąganych na manipulator.

Przestrzeń robocza - Robot z łatwością powinien docierać do każdego miejsca w organizmie pacjenta. Możliwość wykonania skomplikowanych ruchów zapewni komfort pracy oraz będzie bezpieczniejsze dla chorego.

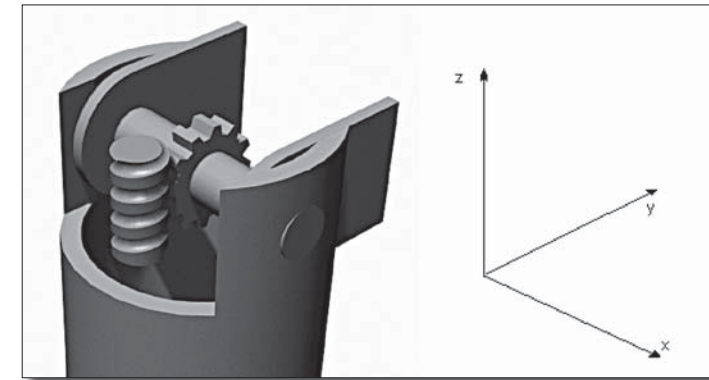
Sztywność - sztywność całej konstrukcji musi być na wysokim poziomie i co za tym idzie zapewniać wysoką **precyzyjność** która jest niesamowicie ważna podczas operacji.

2) Ruch przegubu kardiochirurgicznego robota laparoskopowego

2.1 Obrót wokół osi x może być realizowany za pomocą:

- Silnik z przekładnią ślimakową
- Dwa silniki z przekładniami ślimakowymi
- Silnik z przekładnią zębatą stożkową
- Cięgnami

a) Silnik z przekładnią ślimakową

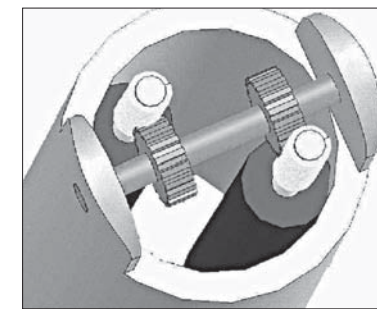


Rys.1. Rozwiązanie z zastosowaniem przekładni ślimakowej.

Jest to jedno z najprostszych rozwiązań, ale należy pamiętać że przy użyciu tylko jednej jednostki napędowej uzyskujemy mniejszy moment obrotowy. Z tego powodu dobieramy silnik tak aby miał jak największy moment przy jak najmniejszych rozmiarach. Może się to okazać lepszym rozwiązaniem od rozwiązania opisanego poniżej (z dwoma jednostkami napędowymi) ponieważ dwukrotne pomniejszenie wymiarów silnika kilkakrotnie pomniejsza jego moment, zatem dwie mniejsze jednostki wcale nie muszą uzyskiwać większego momentu. Podobnie jest z wydzielanym przez silnik ciepłem. Okazać się może, że jeden napęd wydzieli mniejszą ilość ciepła, a co za tym idzie będzie bardziej przyjazny dla pacjenta. Kolejną dobrą cechą tego rozwiązania jest mniejsza ilość przewodów służących do sterowania silnikami.

Wadą takiego rozwiązania jest to, iż nie jesteśmy w stanie niczego zrobić podczas, gdy jednostka napędowa ulegnie awarii.

b) Dwa silniki z przekładniami ślimakowymi

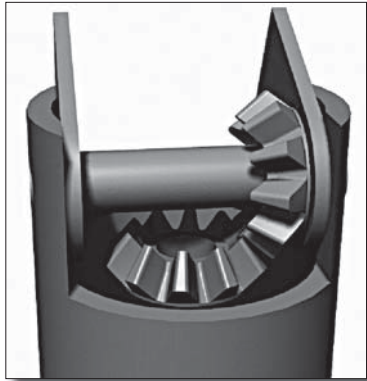


Rys. 2. Rozwiązanie z zastosowaniem dwóch przekładni ślimakowych.

Jedno z bardziej skomplikowanych rozwiązań. Obie jednostki napędowe muszą być zsynchronizowane. Występuje także konieczność zastosowania sprzęgła które w razie awarii jednego z silników umożliwi samodzielną pracę drugiej jednostce o ile ta będzie w stanie wykonać jakikolwiek ruch przegubu.

Wadą tego typu konstrukcji jest opisana powyżej suma momentów silników która często jest mniejsza niż moment jednej jednostki napędowej, wydzielane ciepło jak również konieczność zastosowania sprzęgła co bardzo utrudnia konstrukcje tego typu przegubu.

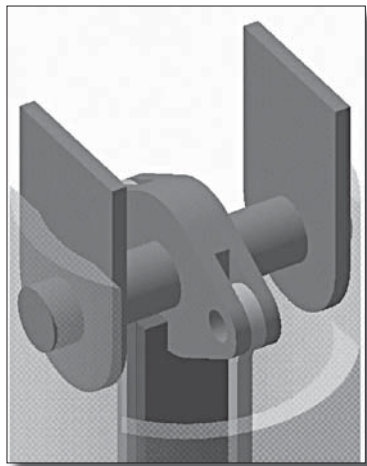
c) Silnik z przekładnią zębatą stożkową



Rys. 3. Rozwiązanie z zastosowaniem przekładni stożkowej

Rozwiązanie podobne do rozwiązania z jedną przekładnią ślimakową. Podobne zalety jak i wady, lecz w taki sposób uzyskujemy mniejsze przełożenia jak w przypadku przekładni ślimakowej a co za tym idzie mniejsze momenty wyjściowe.

d) Cięgna



Rys. 4. Rozwiązanie z zastosowaniem cięgien.

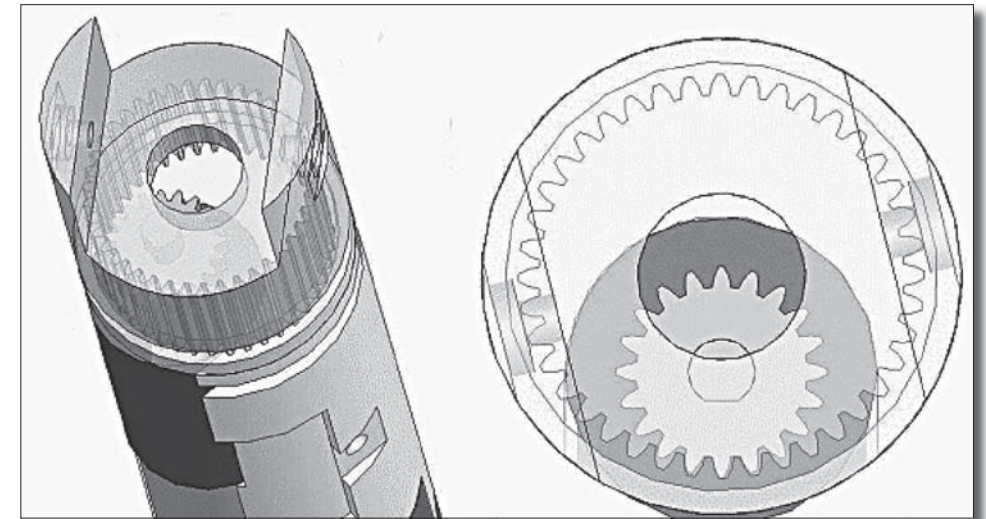
Ruch obrotowy wokół osi x umożliwiającą cięgna, z których jedno się naciąga, a drugie poluzowuje, dając możliwość obrotu. Przy takim rozwiązaniu można zastosować sprężynę lub element sprężysty, ustalającą pozycję przegubu na środku (przegub wyprostowany). Pojawia się jednak problem pozycjonowania, a także problem związany z poruszaniem tego typu cięgien. Może to być realizowane za pomocą jednej jednostki napędowej znajdującej się w przegubie jak również poza ramieniem robota, co zapewnia zerowe wydzielanie ciepła w ramieniu robota.

Wyciąganie cięgien na zewnątrz znacznie ogranicza ilość stosowanych przegubów, a także wiąże się z tym skomplikowane sterowanie zapewniające stałą pozycję jednego przegubu przy zmianie pozycji innych.

2.2 Obrót wokół osi z może być realizowany za pomocą:

- Silnik z przekładnią o zazębieniu wewnętrznym
- Silnik z przekładnią planetarną

a) Silnik z przekładnią o zazębieniu wewnętrznym



Rys.5. Rozwiązanie z zastosowaniem przekładni zębatej wewnętrznej.

Zapewnia to możliwość precyzyjnego pozycjonowania, a także jest w miarę prostym do wykonania rozwiązaniem. Silnik mając zamontowane na wyjściu małe koło zębate poprzez obrót napędza zębatkę wewnętrzną znajdującą się w drugiej części członu która będzie wykonywała ruch obrotowy o mniejszej prędkości. Jedynym problemem tego typu połączenia jest wiązanie z obudową

i łożyskowanie drugiej części członu. Można tu zastosować dwuczęściową opaskę przykręcaną do jednej z części obrotowych członu. Znajdujący się w niej jak również w części nie przykręcanej członu rowek służy jako korytarz dla kulek łożyskowych. Kulki te zarówno przytrzymują razem części jak również znacznie zmniejszają tarcie.

b) Silnik z przekładnią planetarną

Koncepcja ta przedstawia silnik z przekładnią zamocowany w jednej części, natomiast wyjście przekładni połączone byłoby sprzęgłem z drugą częścią mającą wykonywać ruch obrotowy. Także jest to w miarę proste rozwiązanie gdyż silniki są produkowane z przekładniami planetarnymi. Łożyskowanie wraz z mocowaniem mogłoby być takie jak w przykładzie powyżej (kuli jednocześnie podtrzymują jak również zmniejszają tarcie). Natomiast w tym rozwiązaniu silnik montowany byłby centralnie (osiowo) w członie. Wadą tego rozwiązania jest problem z dalszym prowadzeniem przewodów przez takie połączenie, ponieważ sprzęgło znajdujące się w członie wykonującym ruch znajdowałoby się na środku a co za tym idzie musiałyby się na czymś trzymać. Podczas obrotu żebra podtrzymujące sprzęgło skręcały by przewody. Z tego względu takie połączenie może maksymalnie wykonać ruch +/- 90 stopni.

3) Podsumowanie

Praktycznie istnieje tyle możliwości wykonania takiego przegubu, ilu na świecie jest inżynierów. Spośród wszystkich tych rozwiązań należy wybrać najlepsze i najbardziej optymalne, zarówno dla pacjenta, jak i lekarza, biorąc pod uwagę najważniejsze czynniki wpływające na przydatność robota.

Jak wiemy robotyka medyczna dopiero zaczyna wchodzić w życie i chyba każda myśl, każdy pomysł może być na wagę złota. Dlatego w najbliższych latach można spodziewać się szybkiego rozwoju dziedziny pod szyldem „Robotyka medyczna”.

Bibliografia:

- 1 Maciejewski Marcin, Meus Zbigniew: Praca magisterska „Projekt napędów elastycznego ramienia robota chirurgicznego” - Kraków 2006 R.
Opiekun: Dr hab. inż. Jacek Cieślak

Projekt robotycznego mikro-nadgarstka dla potrzeb chirurgii laparoskopowej wykonany w technologii MEMS.

The Project of robotic micro-wrist for the laparoscopic surgery, made in MEMS technology.

mgr inż. Wiktor Sieklicki

Politechnika Gdańska.

PRACA STUDENCKA

Abstract

The article describes decision-making process of designing robotic micro-wrist fabricated in MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) technology for laparoscopic surgery. Micro laparoscopy, recently called needlescopy is newly elaborated topic in the fields of robotics with favorable development forecasts. Developing micro-tools with 1-2mm in diameter, that would have many degrees of freedom, fabricated in MEMS, pushes the operation possibilities beyond well known nowadays.

Sequential designing steps are presented in the article, that lead to the development of micro-wrist with original architecture. In order to realize the project, parallel kinematics mechanism is utilized together with two dimensional fabrication technique. Basic elements of micro-wrist are realized as compliant structures with highly complexed geometry. The steps to achieve the final geometry are discussed with details.

Streszczenie

Artykuł przedstawia proces projektowania robotycznego mikro-nadgarstka dla potrzeb chirurgii laparoskopowej przy zastosowaniu technologii MEMS (z ang. *MicroElectroMechanicalSystems*) i oryginalnej architektury 3D o trzech stopniach swobody. Mikro-laparoskopia, inaczej igłoscopia (z ang. *needlescopy*), jest obecnie jednym z nowo kształtujących się tematów w dziedzinie robotyki medycznej o perspektywach szybkiego rozwoju. Operacja laparo-

skopowa może być wykonywana z użyciem narzędzi chirurgicznych znacznie mniejszych niż obecnie dostępne. Implikuje to rozwój mikro-narzędzi z wieloma stopniami swobody o średnicach 1+2mm wykonanych w technologii MEMS. Projekt mikro-systemu stał się kompletny po wprowadzeniu wielu ograniczeń płynących z technologii produkcji, głównie ze względu na realizację 2D struktur. Wysoka złożoność montażu decyduje o konieczności zastosowania dużej integracji systemów - strukturalnego, wykonawczego oraz sensorycznego. Zastosowanie urządzenia do operacji chirurgicznych wymusza również uwzględnienie biokompatybilności materiałów konstrukcyjnych oraz utrzymania wysokiej niezawodności podczas działania.

Mając na uwadze powyższe założenia, artykuł ten omawia kolejne kroki projektowe stworzenia oryginalnego mikro-nadgarstka. Wykorzystano mechanizm o kinematyce równoległej, używając przy tym 2.5D metody wytwarzania. Podstawowe elementy wykonawcze zrealizowane są jako monolityczne odkształcalne struktury o bardzo złożonej geometrii, a kroki prowadzące do uzyskania finalnego ich kształtu oraz rezultaty są przedstawione w szczegółach.

1. WSTĘP

Optymalnym dla zdrowia i samopoczucia pacjenta jest skrócenie czasu hospitalizacji i zmniejszenie bólu pooperacyjnego. Spowodowało to intensyfikację pracy nad ulepszaniem dostępnych oraz wynajdywaniem nowych narzędzi chirurgicznych służących do minimalnie inwazyjnych technik operacyjnych (ang. Minimally Invasive Surgery). Coraz bardziej złożone i kompleksowe narzędzia chirurgiczne zwiększają możliwości chirurga, jednak stwarzają wiele problemów, gdyż operator narzędzi musi nauczyć się nimi posługiwać. Robotyka ukierunkowana jest na pokonanie narastającego problemu złożoności narzędzi i skrócenie czasu potrzebnego do nauczania się posługiwania tymi narzędziami.

Laparoskopia wspomagana przez robotykę to obecnie jedna z wiodących dziedzin rozwoju technologii, mająca bezpośredni wpływ na kształt operacji laparoskopowych oraz dająca nieocenione korzyści dla pacjentów. Robotyczne systemy wspomagania operacji chirurgicznych są dostępne na rynku a ilość operacji z ich udziałem nieustannie rośnie. Mając na uwadze narzędzia laparoskopowe, badania ukierunkowane są głównie na zwiększenie ilości stopni swobody końcówki narzędzia, poprawienie warunków mobilności (kąty obrotów oraz skok przesunięć) oraz zmniejszenie wymiarów narzędzi (średnicy) w celu dalszego minimalizowania pooperacyjnego urazu [1]-[5].

Najmniejsze powszechnie dostępne na rynku narzędzia laparoskopowe charakteryzują się średnicą zewnętrzną 5mm. Zmniejszenie średnicy

narzędzi może być użyteczne w przypadku operacji na dzieciach oraz przy pewnego rodzaju operacjach na osobach dorosłych, wymagających ściśle zlokalizowanej interwencji. Mniejsze narzędzia (2+2,5mm) zostały już skonstruowane i część z nich jest dostępna na rynku (chwytaki pojedynczego i podwójnego działania, nożyczki, ssaki, zszywacze, haki koagulacyjne, rozdzielaki). Produkowane przez pięć firm na świecie: *US surgical, Norwalk, Auto Suture International, Conn, Stryke*, z czego trzy to firmy działające w USA, dwie w Chinach i jedna z Europy. W medycznej literaturze naukowej narzędzia o tej średnicy zaliczane są do „igłowej laparoskopii” (z ang. *needlescopy*) [6]-[9]. Zazwyczaj narzędzia używane do igłowej laparoskopii stosowane są w asyście ze standardowej wielkości narzędziami. Przykładami przeprowadzonych operacji z wykorzystaniem narzędzi o bardzo małej średnicy są: nephroureterectomia (wycięcie nerki wraz z moczowodem), orchiopeksja (chirurgiczne przeniesienie jądra do moszny), adrenalectomia.

W porównaniu z klasycznymi narzędziami laparoskopowymi, mobilność oraz ilość stopni swobody narzędzi igłowych jest bardzo mała. W związku z tym, jednym z celów tej pracy jest stworzenie narzędzia o charakterystycznych dla igłowych narzędzi rozmiarach, a posiadającego większą ilość stopni swobody. W założeniu, projektowane urządzenie ma być montowane na końcu igłowego narzędzia laparoskopowego podobnie do nadgarstka w ręku i zwiększać możliwości poruszania końcówką roboczą narzędzia.

Obecnie dostępne środki produkcji w ogólnie pojętej makro-skali są niewystarczające, aby skutecznie zawrzeć urządzenie o wysokim stopniu złożoności w tak małych wymiarach. W celu zwiększenia gęstości systemu oraz zmniejszenia jego wielkości charakterystycznych technologia MEMS musi zostać zastosowana wraz z umiejętnym połączeniem wiedzy z dziedzin medycyny, mechatroniki oraz robotyki.

Kolejną kwestią jaką należy wziąć pod uwagę w toku projektowania urządzenia jest fakt, że większość technologii związanych z produkcją MEMS jest 2, lub 2.5 wymiarowych, podczas gdy rozpatrywana mobilność ma występować we wszystkich trzech wymiarach; występuje bardzo wysoka złożoność konstrukcji niejednorodnych, co znacznie zwiększa czas wytwarzania produktu; funkcje systemu (strukturalna, wykonawcza oraz sensoryczna) muszą być ściśle połączone, co nie pozwala wykorzystać metod projektowych z makroskali zakładających rozłączne projektowanie systemu strukturalnego od wykonawczego i sensorycznego [10].

Zastosowanie w chirurgii oraz bezpośredni kontakt projektowanego urządzenia z tkankami ludzkimi, stawia dodatkowe wymagania biokompatybilności i wysokiej niezawodności pracy. Wymagania funkcyjne charakteryzujące działanie narzędzi to rodzaj i ilość stopni swobody, zasięg pracy i przemieszczeń oraz związane z nimi siły i momenty możliwe do przeniesienia.

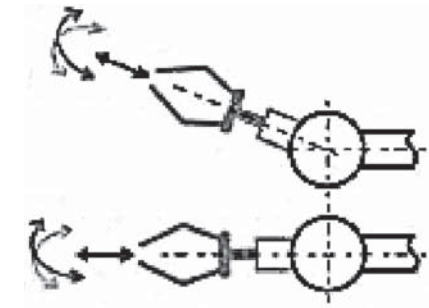
Mając na uwadze powyższe założenia, artykuł ten omawia kolejne kroki projektowe mikro-nadgarstka o wielu stopniach swobody w zastosowaniu do narzędzi laparoskopowych o średnicy 2mm. W tym celu wykorzystano innowacyjny mechanizm odkształcalny o kinematyce równoległej z ciągnowym przeniesieniem ruchu. Cechą charakterystyczną są dwa rotacyjne i jeden translacyjny stopień swobody, przeniesione na końcówkę roboczą czego nie posiada żadne inne urządzenie laparoskopowe. Kolejno przedstawione są założenia projektu, architektura urządzenia oraz szereg kroków na drodze do uzyskania ostatecznej geometrii zapewniającej odpowiednią funkcjonalność, mobilność oraz niezawodność.

2. WYMAGANIA

Laparoskopia z użyciem narzędzi igłowych, podobnie jak normalna laparoskopia jest przeprowadzana przez wprowadzenie długich narzędzi o małej średnicy do wnętrza ciała pacjenta poprzez mały otwór w skórze. Dzięki wpompowywaniu gazu (zazwyczaj CO₂) do wnętrza ciała pacjenta, powłoki wewnętrzne są unoszone tworząc więcej miejsca dla operowania narzędziami. Ponieważ narzędzia laparoskopowe przechodzą przez otwór w skórze, w tym miejscu znajduje się podparcie kinematyczne ograniczając tym samym ilość stopni swobody do trzech obrotowych i jednego translacyjnego wzdłuż osi otworu.

Dodatkowe stopnie swobody wewnątrz ciała pacjenta (bliżej miejsca operowanego) stają się niezbędne, aby poprawić możliwości ruchowe obecnych narzędzi i zwiększyć różnorodność możliwych do przeprowadzenia operacji. Kryteria doboru rodzaju potrzebnych dodatkowych stopni swobody w igłowej laparoskopii są podobne jak w normalnej laparoskopii (bazując na rodzajach narzędzi do jakich mikro-nadgarstek jest projektowany) jednak znacznie mniejsza skala urządzenia stawia bardzo trudne zadanie projektowe.

Dla nadgarstka omawianego w tym artykule, występują dwa rotacyjne stopnie swobody (obrotowe) wokół środka obrotu utrzymanego w jednym punkcie względem podstawy urządzenia oraz jeden translacyjny stopień swobody (pryzmatyczny), jak pokazano na Rys. 1.



Rys.1. Wymagane stopnie swobody mikro-nadgarstka.

Dodatkową oś narzędzia można tym samym wyznaczyć, wzdłuż której następuje przesunięcie. Takie rozwiązanie może pomóc m.in. przy operowaniu mikro-ssakiem lub wiązaniu węzłów oraz innych sposobach łączenia tkanek.

Strukturalne wymagania stawiane mikro-nadgarstkowi zakładają małe siły i momenty jakimi będzie operował chirurg i jakie będą potrzebne w trakcie operacji. Delikatne działanie jest bowiem charakterystyczne dla igłowych operacji, gdzie istotnym czynnikiem jest zminimalizowanie ran operacyjnych a tym samym czasu rekonwalescencji.

Narzędzia jakie można brać pod uwagę w przypadku współpracy z mikro-nadgarstkiem to m.in.: nożyczki, chwytaki; narzędzia wspomagane elektrycznie (Endo Dissect[®], Liga Sure V[®], Endo Wrist Dissectors[®]); narzędzia harmoniczne (Ultra Shear[®], Harmonic Scalpel[®], Liga Sure Atlas[®]). Należy zwrócić uwagę, że nad częścią z tych instrumentów są prowadzone badania nad stworzeniem miniaturowych wersji.

Odpowiednie zidentyfikowanie wymagań strukturalnych następuje poprzez określenie wymaganej sztywności mikro-nadgarstka w kierunku ruchu oraz zakładanych kierunkach oporowych zapewniających utwierdzenie. Założeniem jest, że mikro-nadgarstek nie ma stawiać oporu dla ugięcia w płaszczyźnie ortogonalnej do płaszczyzny końcówki roboczej oraz wzdłuż osi pryzmatycznego przemieszczenia wzdłużnego (sztywność ugięcia i przemieszczenia wzdłużnego). Z drugiej zaś strony, mikro-nadgarstek musi być sztywny w płaszczyźnie ortogonalnej do osi przemieszczenia wzdłużnego (sztywność poprzeczna) oraz oponować w stosunku do momentów ortogonalnych do płaszczyzny końcówki roboczej (sztywność obrotowa). Taki zespół sztywności umożliwi utrzymanie możliwie niskiego przemieszczenia niechcianego, gdy narzędzie zamontowane na mikro-nadgarstku jest używane (np. gdy podnosi się organ, przykładą siłę rozdzierającą do tkanek lub wbija się igłę).

Ostatecznie, urządzenie musi być wytworzone z materiałów, które nie będą szkodzić pacjentowi, co jest określone przez biokompatybilność w czasie do jednego dnia.

3. ARCHITEKTURA MIKRO-NADGARSTKA

Wyjściowym pomysłem jest wykorzystanie pasywnego mechanizmu stworzonego z minimalnej ilości podzespołów wykonanych jako 2,5D odkształcalne struktury zmontowane razem aby stworzyć innowacyjny mechanizm o kinematyce 3D. Architektura pasywnego mechanizmu jest użyta z uwagi na możliwość integracji systemów sensorycznego i wykonawczego. Ponadto, z uwagi na małe rozmiary urządzenia, przeguby kinematyczne w tak małej skali są ciężkie do zrealizowania. Kinematyka równoległa natomiast znacznie lepiej odpowiada sztywnościowym wymaganiom stawianym urządzeniu [10]-[12]. Ugięcie oraz pryzmatyczne przesunięcie wywołują naprężenie w mechanizmie odkształcalnym czego skutkiem jest to, że większe ugięcie jest możliwe przy braku przesunięcia i na odwrót, większy skok pryzmatycznego przemieszczenia jest możliwe przy braku ugięcia. Efekt ten znacznie komplikuje kształt obszaru roboczego zależnego od naprężeń bardziej aniżeli od bezpośredniego kształtu członów jak w układzie kinematycznym. Dla modelu mikro-nadgarstka na podstawie osiowej-symetryczności geometrycznej przyjęte są naprężenia prawie osiowo-symetryczne („prawie” odwołuje się do drobnej asymetryczności kolejnych nóg jak pokazano na Rys.6).

Docelowo, maksymalne ugięcie (przy braku przemieszczenia) to $7i/9$ a maksymalny skok przemieszczenia (przy braku ugięcia) to $250|J.m$. Istotnym celem projektu jest zminimalizowanie przemieszczenia środka obrotu mikro-nadgarstka wraz ze zwiększającym się ugięciem i przemieszczeniem pryzmatycznym.

Biorąc pod uwagę przedstawione wymagania oraz chcąc utrzymać koszty produkcji na możliwie niskim poziomie w stosunku do innych narzędzi laparoskopowych dwie możliwe technologie wytwarzania są możliwe: głębokie trawienie jonowe (*ang. Deep Reactive Ion Etching*) oraz LIGA (*Litographie, Galvanoformung, Abformung*). Obydwie techniki służą wytwarzaniu elementów o dużym stosunku głębokości do szerokości (minimalnej szerokości fragmentów dwuwymiarowej struktury). DRIE służy wytwarzaniu elementów z krzemu, natomiast LIGA umożliwia produkcję struktur z metali oraz plastików (np. PMMA). W konsekwencji stawianych wymagań LIGA jest procesem w jakim zostaną zrealizowane komponenty mikro-nadgarstka.

Odwołując się do możliwości produkcyjnych *ELETTRA Sincrotrone Trieste*, gdzie zostanie wyprodukowany prototyp urządzenia, maksymalny stosunek wysokości do szerokości elementów wykonanych w technologii LIGA to 10. Ta wielkość decyduje o minimalnych możliwych wymiarach elementu systemu i limituje miniaturyzację mikro-nadgarstka.

4. PROJEKT „NÓG”

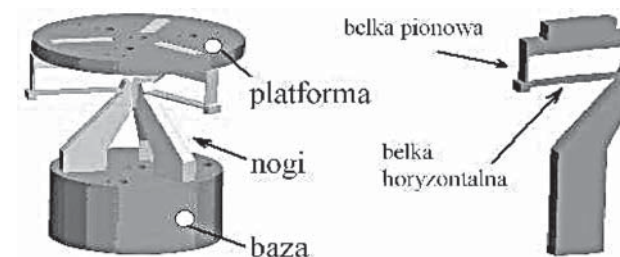
Głównym elementem konstrukcyjnym mikro-nadgarstka są trzy nogi (Rys.2) wykonane w technologii LIGA poprzez elektrolityczną implantację cząsteczek niklu w formie o zamierzonym kształcie. Z uwagi na bardzo nieliczne prace badawcze poświęcone właściwościom wytrzymałościowym LIGA Ni MEMS projekt ten wniesie wkład również w tą dziedzinę mikrotechnologii. Ogólnym wnioskiem z badań nad LIGA Ni MEMS jest to, że współczynniki takie jak wytrzymałość na rozciąganie różnią się znacznie od ogólnie przyjętych dla makro-skali i zależą głównie od parametrów kąpeli elektrolitycznej. Odnosząc się do danych zawartych w [1] oraz dostarczonych przez zakład ELETTRA, graniczna wytrzymałość na rozciąganie w liniowym zakresie odkształceń $\sigma = 850$ -i- 900 MPa.

Mikro-nadgarstek jest projektowany z założeniem, że ma być wymieniany po każdych pięciu operacjach przeprowadzonych przy jego udziale. Jest to powszechne założenie przy narzędziach do igłoskopii. Maksymalne naprężenia dla nóg przyjęte w projekcie są mniejsze od 700 MPa w przypadku uginania mikro-nadgarstka oraz 350 MPa dla pryzmatycznego przemieszczenia.

A. Modyfikowane L-leg.

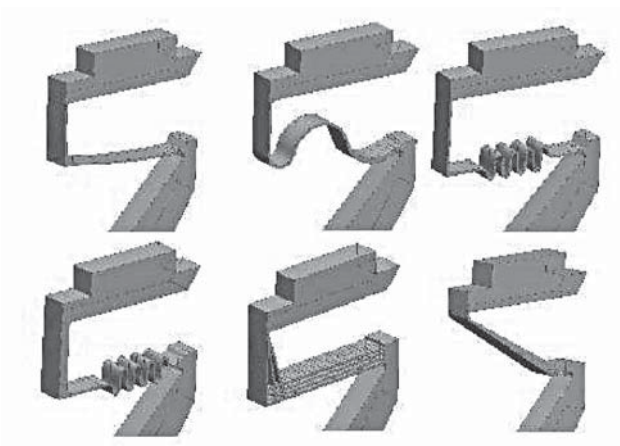
Baza (Rys.2.) i platforma (Rys.2) urządzenia mogą być wykonane z PMMA. Zarówno PMMA jak i Nikiel spełniają założenia biokompatybilności.

W dalszej części przedstawione zostaną kolejne kroki w dążeniu do osiągnięcia odpowiedniej geometrii systemu. Rozwój projektu rozpoczyna się od mechanizmu odkształcalnego o kinematyce równoległej przedstawionego na Rys.2. po lewej i omówionego dokładnie w [10]. L-legs charakteryzują się kształtem L, na który przypada horyzontalna część odpowiadająca za przemieszczenie oraz pionowa, odpowiadająca za kompensację przesunięć poprzecznych. Taki mechanizm został już stworzony, a rezultaty przedstawione w [10], [11].

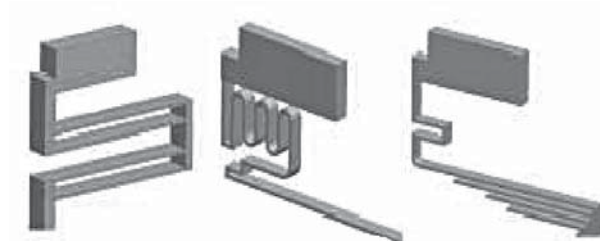


Rys.2. Bazowy model L-leg

W tym początkowym stadium projektu kinematyka ruchu platformy reprezentującej końcówkę roboczą jest odpowiednia, jednak ze względu na właściwości wytrzymałościowe LIGA Ni w miejscu połączenia horyzontalnej części L-leg z podstawą następują zbyt duże naprężenia. W najlepszym układzie, gdzie belki L-leg mają szerokość 140 μm a ich grubość o 15 μm, maksymalny kąt ugięcia to 7i/25 co jest znacznie mniejszą wartością niż pożądana. Ze względu na bardzo dobre cechy mobilności tej struktury, pierwsze kroki mają na celu przeprojektowanie L-leg by zminimalizować naprężenia w wyznaczonych miejscach. Maksymalne ugięcie y_{max} (bezpośrednio reprezentujące kąt ugięcia) może być dość dobrze oddane przez relacje w belce podartej (przy obciążaniu platformy w kierunku jednej z nóg) : $y_{max} = O_{max} f / 3Eh$, gdzie $y_{max} = 126 \mu m$, $f = 1100 \mu m$ (długość belki), $h = 15 \mu m$ (grubość belki), $E = 187 MPa$, $cWt = 700 MPa$. Jedyną drogą do zwiększenia ugięcia przy utrzymaniu stałego naprężenia jest zwiększenie f . Na Rys.3. przedstawiono kolejne modyfikacje podstawowego projektu, czego skutkiem było w najlepszym układzie zwiększenie ugięcia o 15% co nadal jest dalekie od zamierzonego. Wprowadzono również dodatkowe modyfikacje w belce kompensującej co zostało przedstawione na Rys.4. Zastosowano tu często wykorzystywane w MEMS formy „okien” oraz obszary kontaktowe. Wszystkie powyższe zabiegi zwiększyły kąt ugięcia jedynie o 20% co jest zdecydowanie niewystarczające.



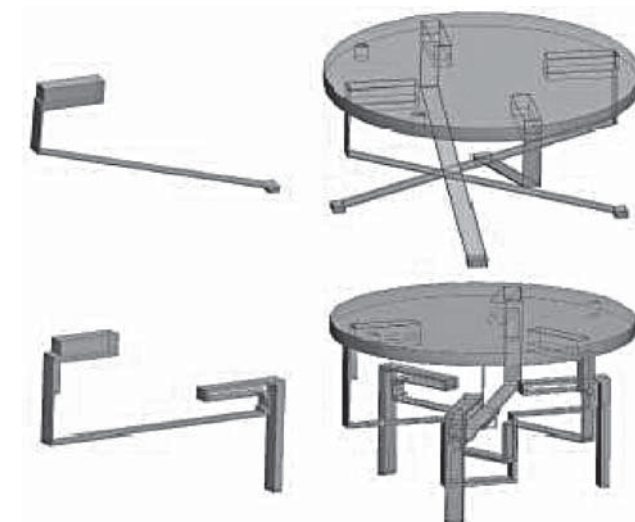
Rys.3.- Nogi z kolejnymi modyfikacjami kształtu belki horyzontalnej



Rys.4.- Nogi z modyfikacjami belki kompensacyjną B. Zastosowanie J-leg.

Zwiększenie długości poziomej belki zapewniającej przemieszczenie pionowe znacznie powyżej połowy średnicy mikro-nadgarstka jest możliwe na dwa sposoby: obrót płaszczyzny każdej nogi o pewien kąt zapobiegając w ten sposób przenikaniu się nóg nawzajem (Rys.5 góra), lub utrzymanie niezmiennych płaszczyzn, ale wprowadzenie struktur labiryntowych aby zapewnić wymijanie się belek na różnych wysokościach (Rys.5 dół).

Najlepsze osiągnięte rezultaty pierwszego rozwiązania J-leg to ugięcie p/10 i z minimalnymi zmianami można by doprowadzić do wymaganego p/9. Praca nad tym wariantem została jednak zarzucona, gdyż nie można było uniknąć skręcania końcówki roboczej wraz z pryzmatycznym przemieszczeniem. Identyczne rezultaty otrzymano w przypadku drugim, gdzie ugięcie p/10 otrzymano bez niekorzystnego efektu skręcania. W tym przypadku jednak kolejne zmiany musiały zakładać poprawę ugięcia oraz utrzymanie środka obrotu końcówki roboczej z minimalnym przesunięciem w miarę ruchu mikro-nadgarstka.

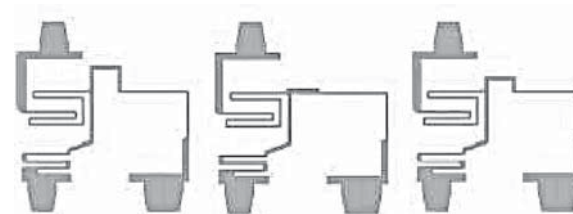


Rys.5.- Zwiększenie długości belki horyzontalnej z zastosowaniem J-leg.

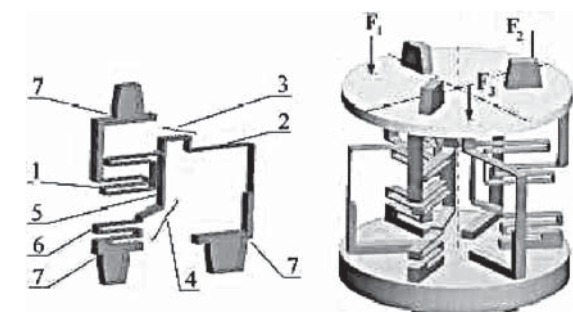
C. Y-leg oraz finałowy h-leg.

Zwiększenie ugięcia uzyskano przez wprowadzenie dodatkowych labiryntów, co jest popularną techniką w MEMS. Utrzymanie środka obrotu z minimalnym przemieszczeniem zostało osiągnięte przez wprowadzenie dodatkowego, pionowego elementu w architekturze nóg. Odwrócenie nóg względem osi poziomej o 180° zapewnia utrzymanie środka obrotu w stałej odległości od bazy mikro-nadgarstka i z minimalnym przemieszczeniem podczas pracy. Uzyskano architekturę przedstawioną na Rys.6. Mikro-nadgarstek z powyższą architekturą zmontowany w całość jest przedstawiony na Rys.7. Ostatecznie rozmiar mikro-nadgarstka to 2500m m średnicy zewnętrznej i mniej więcej tyle samo wysokości.

W geometrii nogi o kształcie „h” (Rys.7. po lewej) można wyróżnić lewy górny labirynt (1), który pozwala na wyginanie górnej, sztywnej części nogi (jest to funkcjne odwzorowanie belki horyzontalnej z modelu L-leg). Szerokości poszczególnych elementów wahają się w granicach od 15mm do 25m m. Aby zapobiec uszkodzeniom struktury na skutek lokalnych naprężeń wszystkie zaokrąglenia mają minimalny promień 2,5mm. Główna poprzeczna belka (2) jest pochodną od belki horyzontalnej z modelu J-leg omawianego w sekcji 4B. Zwiększa ona możliwość odkształceń w kierunkach pożądanym, znacznie zwiększając jednocześnie sztywność poprzeczną. Odpowiedzialna jest również za umożliwienie odginania się nogi od jej płaszczyzny, co jest niezbędne dla prawidłowego działania systemu. Aby zapobiec przenikaniu się nóg w środkowej ich części, sztywny element (3) ma za zadanie wymijać struktury pozostałych nóg na różnych wysokościach. Istotną funkcją elementu (3) jest również wykorzystanie tu powierzchni oporowych. Geometria tego przejścia jest tak dobrana, aby przy zbyt dużych odkształceniach nogi się wzajemnie blokowały, znacznie podnosząc tym samym sztywność układu i nie pozwalając na dalsze odkształcenia. Główną różnicą pomiędzy tym rozwiązaniem a poprzednimi jest lewa-dolna część struktury (4). Element ten zapewnia całkowitą kompensację przemieszczeń środka obrotu mikro-nadgarstka zarówno podczas uginania jak i przy równoczesnym przemieszczeniu pryzmatycznym. Pionowy, sztywny element jest punktem podparcia dla belki horyzontalnej (1)-(3). Labiryntowa struktura (6) została wprowadzona, aby zwiększyć możliwość odkształcenia (4). W tej części szerokości elementów są bardzo zróżnicowane wynoszą od 15m m do 30mm. Wyraźnie wyróżniające się fragmenty (7) na końcach nogi mają za zadanie ułatwić proces montażu nóg z platformą oraz stanowią sztywne utwierdzenie w podłożu. Ponadto, elementy te zapewniają połączenie elektryczne podstawy mikro-nadgarstka z końcówką roboczą.



Rys.6.- Trzy nogi o finalnym kształcie ze środkową sekcją zapobiegającą przenikaniu się nóg po montażu.



Rys.7.- Szczegółowy rysunek finalnej geometrii nóg (po lewej) oraz zmontowany mikro-nadgarstek z wyszczególnionymi punktami przyłożenia sterowania (po prawej).

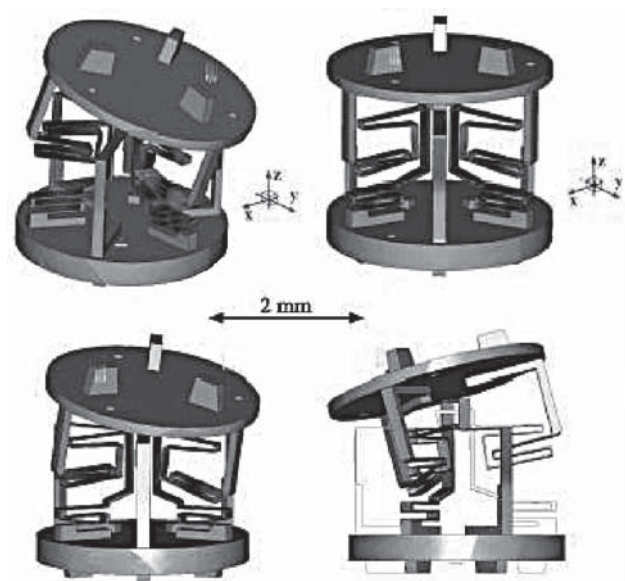
D. Układ sterujący i sensoryczny.

Ruch końcówki roboczej jest zapewniony przez trzy cięgła połączone z platformą mikro-nadgarstka, rozmieszczone co $2\pi/3$. Struktury nóg dzielą podstawę na sześć równych części po środku których wydrążone są otwory. Na przemian trzy z nich wykorzystywane są do rozmieszczenia cięgieł. Sterowanie za pomocą „ciągnięcia i puszczenia” cięgieł jest zapewnione przez zastosowanie aktywnych materiałów z pamięcią kształtu.

Układ sensoryczny składa się z trzech czujników Halla które mierzą przemieszczenie wzdłużne platformy. Sygnał z czujników doprowadzony jest do mikro-nadgarstka za pomocą przewodów umieszczonych w pozostałych otworach w podstawie mikro-nadgarstka. Jest to rozwiązanie podobne do znajdującego się w [13].

4. TESTOWANIE.

Całkowicie zmontowany mikro-nadgarstek został przetestowany przy użyciu symulacji komputerowej biorąc pod uwagę szereg obciążeń prezentujących warunki panujące podczas operacji. Na Rys.8. prezentuje przypadek czystego ugięcia (po lewej i na dole) oraz czystego przemieszczenia wzdłużnego (po prawej na górze) bez zewnętrznych sił przyłożonych. Obrazuje on rozkład naprężeń w strukturze (stosunkowo równomierny i rozłożony na całe elementy geometrii) oraz jak zachowują się nogi pod obciążeniem.



Rys.8.- Symulacja z użyciem Metody Elementów Skończonych z przypadkami czystego zginania w różnych kierunkach (po lewej oraz na dole) i czystego przemieszczenia przymatycznego (po prawej na górze).

Użycie trzech cięgieł do poruszania końcówką roboczą decyduje o kształcie przestrzeni roboczej określając maksimum ugięcia przy określonych kierunkach ugięcia. Spowodowane jest to tym, że aby osiągnąć ugięcie w kierunku innym niż punkt przyłożenia cięgieł wykorzystywane są dwa cięgła jednocześnie, zmieniając tym samym rozkład naprężeń. Kąt ugięcia oscyluje pomiędzy $p/1$ a $p/9$ w zależności od kierunku ugięcia.

Otrzymano sztywność poprzeczną 200N/m oraz sztywność wzdłużną 80N/m. Sztywność obrotową osiągnięto 0,172N/rad oraz sztywność ugięcia 0,03N/

rad. Niski stosunek sztywności ugięcia do sztywności obrotowej decyduje o jakości działania mikro-nadgarstka i w tym przypadku jest na odpowiednim poziomie. Biorąc pod uwagę niewielkie wartości przemieszczenia wzdłużnego w porównaniu do całkowitych rozmiarów mikro-nadgarstka, wysoki stosunek sztywności przemieszczenia wzdłużnego oraz sztywności poprzecznej jest na akceptowalnym poziomie.

Cięgnowe przeniesienie napędu umożliwia jedynie przyłożenie sił ciągnących platformę. Większa ruchliwość mogłaby zostać zapewniona przez wprowadzenie dodatkowych elementów sprężynujących. Takie rozwiązania są powszechnie stosowane w systemach z użyciem drutów z pamięcią kształtu. W ten sposób zarówno dodatnie, jak i ujemne wartości naprężeń byłyby wykorzystane, zwiększając tym samym obszar roboczy urządzenia.

Wprowadzenie dodatkowych elementów jednakże zmieniłoby znacznie właściwości struktury i pozostanie w sferze przyszłych badań.

5. WNIOSKI.

Istotną gałęzią badań w dziedzinie robotyki medycznej jest rozwój robotów chirurgicznych do minimalnie inwazyjnych technik operacyjnych. Nowo wyłaniającą się technologią w tej materii są systemy narzędzi igłoskopowych o znacznie mniejszej średnicy od standardowych narzędzi laparoskopowych. Wykorzystanie narzędzi laparoskopowych o średnicach 1-2,5mm pozwala przeprowadzić ściśle zlokalizowane zabiegi oraz zmniejszyć pooperacyjne obrażenia pacjenta.

Podobnie jak w przypadku laparoskopii z użyciem standardowych narzędzi, dodatkowe stopnie swobody narzędzia wewnątrz ciała pacjenta mogą zwiększyć możliwości działania chirurga. Aktywne urządzenie o bardzo złożonej mobilności i tak małych rozmiarach (ok 2mm średnicy) jest jednak niezwykle trudne do zaprojektowania. Dodatkowym utrudnieniem jest fakt, że urządzenie miałyby być stosowane w kontakcie z ludzkimi tkankami. Skutkiem tego jakiegokolwiek urządzenia, podobne do omawianego w artykule, mają średnicę min 5mm i maksymalnie dwa stopnie swobody.

Projekt mikro-nadgarstka zaprezentowany w artykule potwierdza, że technologia MEMS wraz z umiejętnie wykorzystaną wiedzą o mechanizmach odkształcalnych i kinematyki równoległej pozwala na stworzenie urządzenia spełniającego założenia pracy dla igłoskopii. Proces technologiczny LIGA wydaje się być odpowiedni dla zapewnienia równowagi pomiędzy ceną a właściwościami produktu.

Przedstawiony mikro-nadgarstek charakteryzuje się dwoma rotacyjnymi stopniami swobody oraz jednym translacyjnym, przy czym osiągnięto utrzymanie środka obrotu z bardzo małym przemieszczeniem, w stosunku do podstawy

struktury, podczas pracy mikro-nadgarstka. Takiego zespołu cech nie posiada żadne inne urządzenie tego typu dla igło- czy też laparoskopii. Kolejne kroki projektowe zostały zaprezentowane i omówione w szczegółach by zapewnić dobrą bazę do dalszych projektów podobnych systemów.

Faza projektowa mikro-nadgarstka została ukończona w sierpniu b.r. i projekt znajduje się w przygotowaniu do produkcji. Poszczególne elementy zostaną wyprodukowane w pierwszym trymestrze 2007 roku w zakładach ELETTRA Silicrone Trieste. Wyniki pierwszych badań na obiekcie rzeczywistym będą więc niedługo osiągalne.

Bibliografia:

- 1 W.Sieklicki, "Przykład zastosowania MEMS w robotyce, Projekt urządzenia laparoskopowego w technologii MEMS", praca mgr. 2006.
- 2 F. Cepolina and M. Zoppi, "Snail surgeon: a new robotic system for minimally invasive surgery", Fifth IEEE Int. Workshop on robot Motion and Control RoMoCo'05, Dymaczewo, Poland, 23-25.06.2005, strony: 45-50.
- 3 F. Cepolina, B. Challacombe, and R. Michelini, "Trends in robotic surgery", *Int. J. of Endurology* 2005, vol. 19, no. 8, strony: 940-951.
- 4 Z. Nawrat „Polski robot kardiochirurgiczny” *Roboty rehabilitacyjne i medyczne*.
- 5 Gail Scot „Robots Gain Growing Role in Surgery”, *Star-Ledger*, czerwiec 8, 1997.
- 6 J. Mamazza, C. Schlachta, P. Seshadri, M. Cadeddu, and E. Poulin, "Needlescopic surgery", *Int. J. Surgical Endoscopy*, 2001, vol. 15, no. 10, strony: 1208-1212.
- 7 I. Gill and A. Farouk, "Needlescopic instrumentation: Taking laparoscopy a step further into the future", *Int. J. Contemporary Urology*, 2003, vol.15, strony:12-21.
- 8 P.-C. Lee, I.-R. Lai, and S.-C. Yu, "Minilaparoscopic (needlescopic) cholecystectomy: a study of 1,011 cases", *Int. J. Surgical Endoscopy*, 2004, vol. 18, no. 10, strony:1480-1484.
- 9 W. Cheah, J. Lenzi, J. So, C. Kum, and P. Goh, "Randomized trial of needlescopic versus laparoscopic cholecystectomy", *British J. of Surgery*, 2001, vol. 88, no. 1, strona 45.
- 10 M. Zoppi and R. Molfino, "L-legs for the design of mini and micro parallel compliant mechanisms," in Int. CISM-IFTToMM 20-22.06.2006, Sympozjum ROMANSY 16, Warszawa, strony: 23-30.
- 11 M. Zoppi and R. Molfino, "Micro L-gimbal parallel mechanism for the active support of a micro mirror," in 36th Int. Symp. on Robotics ISR05, Keidanren Kaikan, Tokyo, Japan, November 29 - December 1, 2005.
- 12 L. Howell, „Compliant Mechanism”, Wiley, New York, 2001.
- 13 P. Dario, M. Carrozza, M. Maracci, S. D’Attanasio, B. Magnani, O. Tonet, and G. Megali, "A novel mechatronic tool for computer assisted arthroscopy," *IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine*, 2000, vol. 4, strony:15-29.

Kształtowanie Geometrii Mechanizmu Stałopunktowego w Celu Zwiększenia Możliwości Operacyjnych Telemanipulatora Kardiochirurgicznego

Grzegorz Ilewicz

Katedra Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej

Modification Of Parallel Mechanism Geometry to Increase Operative Ability of Cardiosurgical Telemanipulator

Grzegorz Ilewicz

Department of Applied Mechanics, Silesian University of Technology

Abstract:

The virtual model of cardiosurgical telemanipulator is presented in this paper. The parallel mechanism is the main part of the telemanipulator. It allows to realize constant point kinematics with a constant point situated outside the robot arm. The first degree of freedom of the construction is the rotation of the arm in the horizontal to the ground axis. However, the second DOF is the rotation of the parallel mechanism around the axis that is vertical to axis of the first degree of freedom. The third degree of the freedom is a linear motion of the endoscope.

The working space of the kinematics of this type is a half sphere (not all) with a changeable radius, which is in accordance with the requirements on operational area in cardiac surgery.

The connectors of parallel mechanism can be lengthen that is why constant point can be displaced without relocation of the Slave construction. Driving torques of the first and second degree of freedom were calculated for two lengths of connectors: primary and 100 [mm] elongated. Numerical statical strength analysis using finite elements method was carried out in both cases.

Streszczenie

W pracy zaprezentowano wirtualny model telemanipulatora kardiochirurgicznego. Zaproponowane rozwiązanie konstrukcyjne telemanipulatora posiada trzy stopnie swobody. Ruch w pierwszym stopniu swobody to obrót całego ramienia robota wokół osi równoległej do podłoża. W drugim stopniu swobody ruch wykonuje mechanizm równoległowodowy realizując obrót wokół osi równoległej do podłoża i prostopadłej do osi pierwszego stopnia swobody. Trzeci stopień swobody daje możliwość ruchu prostoliniowego endoskopowej kamery.

Taka realizacja ruchów zapewnia stałopunktowość kinematyczną z punktem stałym umiejscowionym poza ramieniem robota. Dodatkowo cała konstrukcja telemanipulatora może się przemieszczać w osi prostopadłej do podłoża, co ułatwia usytuowanie robota względem stołu operacyjnego i operowanego pacjenta. Przestrzeń robocza realizowana przy kinematyce stałopunktowej z wykorzystaniem równoległowodu ma charakter półsferyczny. Mechanizm stałopunktowy został zaprojektowany w sposób umożliwiający zwiększenie zakresu ruchu realizowanego w drugim stopniu swobody. Wyprofilowanie przedniego ramienia zmniejsza możliwość kolizji z ciałem pacjenta lub innymi elementami, podczas trwania czynności operacyjnych związanych z ruchem endoskopu.

Zaprezentowane rozwiązanie konstrukcyjne pozwala na zmianę długości ramienia telemanipulatora, przez co uzyskuje się możliwość przemieszczania punktu stałego bez konieczności przemieszczania całego ramienia

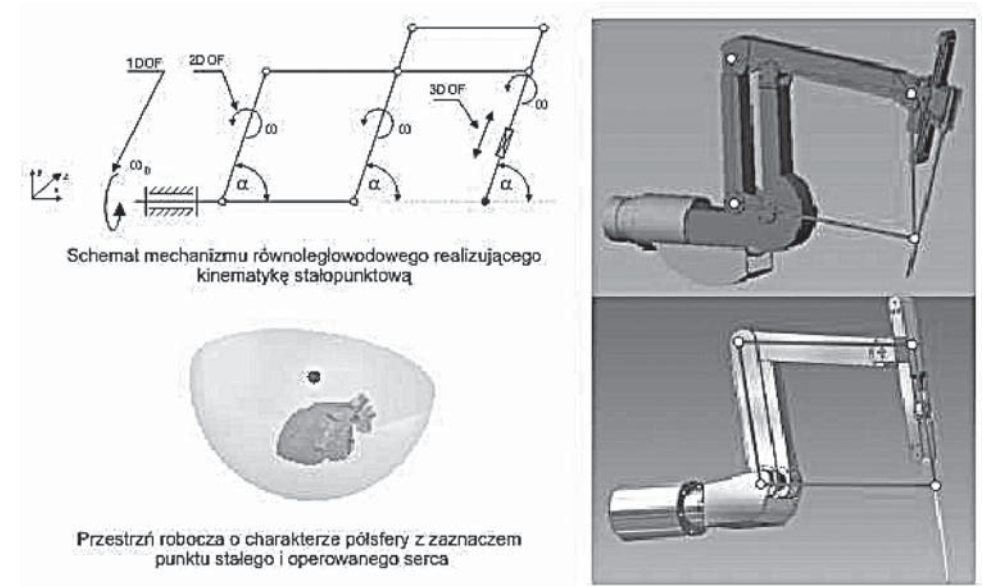
1. WSTĘP

Obserwowany obecnie rozwój metod operacyjnych związanych z zastosowaniem telemanipulatorów kardiochirurgicznych wskazuje na coraz większe zainteresowanie środowisk medycznych nowoczesnymi systemami asystującymi chirurgowi w wykonywaniu operacji na organizmie pacjenta.

Te prototypowe urządzenia mogą aspirować do współzawodnictwa z jedynym obecnie wykorzystywanym klinicznie telemanipulatorem kardiochirurgicznym da Vinci o ile będą spełniać wszystkie wymagania dotyczące ich bezpiecznego stosowania w polu operacyjnym i dodatkowo wykażą się nowatorstwem umożliwiającym im na rywalizację z da Vinci na rynku komercyjnym.

Dominującą obecnie formą sytuowania narzędzia operacyjnego telemanipulatora kardiochirurgicznego względem trokaru (portu w klatce piersiowej pacjenta, przez który przechodzą tuleje narzędzia laparoskopowego lub endoskopu) jest wykorzystanie mechanizmu stałopunktowego - równoległowodu. Uzyskuje się w ten sposób wysoką precyzję ruchów narzędzia oraz przestrzeń roboczą

spełniającą swoim kształtem wymagania stawiane przez charakter operacji na ludzkim sercu. Strukturę taką posiadają m.in.: jedyny obecnie stosowany klinicznie telemanipulator da Vinci (IS Inc.) oraz prototypy Robin Heart 1 i Robin Heart 2 (FRK Zabrze)[1].



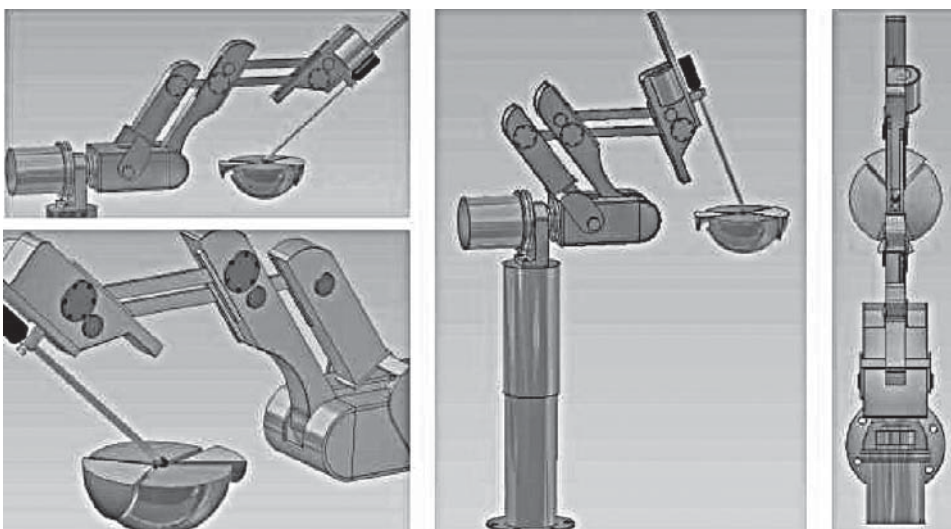
Rys.1. Telemanipulatory kardiochirurgiczne Robin Heart 1 i Robin Heart 2 jako przykłady zastosowania stałopunktowości kinematycznej

Przestrzeń robocza realizowana przy kinematyce stałopunktowej z wykorzystaniem równoległowodu ma charakter półsferyczny. Jest to pełna półsfera w przypadku ruchu w pierwszym i drugim stopniu swobody w zakresie 180 stopni. Ruch posuwisto zwrotny realizowany w trzecim stopniu swobody powoduje zmniejszenie lub zwiększenie promienia półsfery licząc od punktu stałego. Ruch o zakresie kątowym mniejszym niż 180 stopni powoduje zmniejszenie półsfery o pewne objętości rys. 2 zwiększające się wraz ze zmniejszaniem zakresu przesunięć kątowych. Jest to sytuacja często spotykana ze względu na brak konieczności wykonania pełnego zakresu 180 stopni i uzyskania przestrzeni roboczej jak na rys.1. Dodatkowo zmniejsza się wartość momentów napędowych, jakie muszą produkować serwomotory, aby powodować wychylenia równoległowodu. Zmniejszeniu ulega również masa układów napędowych, przez co redukcji ulega obciążenie łańcucha kinematycznego telemanipulatora oraz poprawie ulegają jego własności dynamiczne.

2. KONCEPCJA TELAMANIPULATORA KIERUJĄCEGO RUCHEM ENDOSKOPU.

Zaproponowane rozwiązanie konstrukcyjne telemanipulatora posiada trzy stopnie swobody. Ruch w pierwszym stopniu swobody to obrót całego ramienia robota wokół osi równoległej do podłoża. W drugim stopniu swobody ruch wykonuje mechanizm równoległowodowy realizując obrót wokół osi równoległej do podłoża i prostopadłej do osi pierwszego stopnia swobody. Trzeci stopień swobody daje możliwość ruchu prostoliniowego endoskopowej kamery. Taka realizacja ruchów zapewnia stałopunktowość kinematyczną z punktem stałym umiejscowionym poza ramieniem robota [2]. Dodatkowo cała konstrukcja telemanipulatora może się przemieszczać w osi prostopadłej do podłoża, co ułatwia usytuowanie robota względem stołu operacyjnego i operowanego pacjenta.

Przestrzeń robocza zaproponowanej konstrukcji z zaznaczeniem "martwych" obszarów półsfery, wynikających z konstrukcji mechanizmu równoległowodowego (zastosowanie zderzaków mechanicznych), realizującego ruch obrotowy w zakresie 115°, została zaprezentowana na rys.2. Stosunek objętości użytecznej przestrzeni roboczej do objętości regionów "martwych" jest jak 5:1.



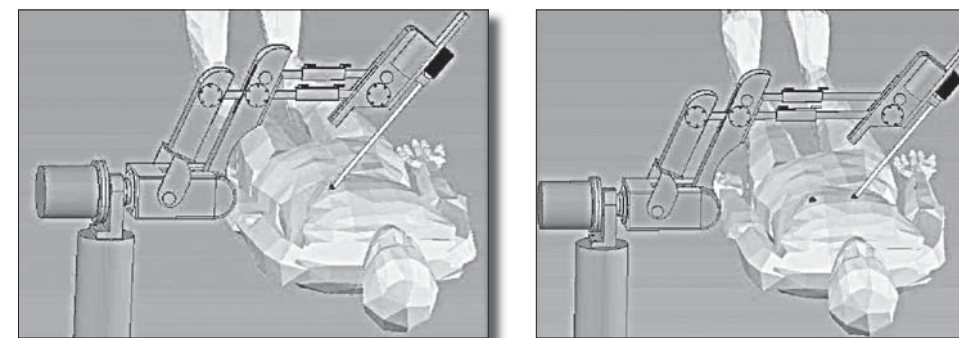
Rys.2. Wirtualny model telemanipulatora (SLAVE) z zamontowaną kamerą endoskopową

Mechanizm stałopunktowy został zaprojektowany w sposób umożliwiający zwiększenie zakresu ruchu realizowanego w drugim stopniu swobody. Wyprofilowanie przedniego ramienia zmniejsza możliwość kolizji z ciałem pacjenta lub innymi elementami, podczas trwania czynności operacyjnych związanych z ruchem endoskopu.

W realizacji wirtualnego modelu telemanipulatora zostały wykorzystane techniki modelowania parametrycznego i adaptacyjnego. Stosowanie tego typu modelowania bryłowego z wykorzystaniem systemów CAD pozwala na dynamiczną zmianę wymiarów geometrycznych wszystkich elementów składowych telemanipulatora dzięki wykorzystaniu równań matematycznych stanowiących o ich wzajemnych zależnościach geometrycznych. Powoduje to znaczne uproszczenie wprowadzania zmian konstrukcyjnych w strukturze telemanipulatora. Czyni modelowanie bryłowe bardziej przejrzystym, szybszym i przyjaznym projektantowi sposobem tworzenia skomplikowanych struktur

3. ZMIANA POŁOŻENIA PUNKTU STAŁEGO POPRZECZ WYDŁUŻENIE CIĘCIEN RÓWNOLEGŁOWODU.

Istotną niedogodnością istniejących konstrukcji telemanipulatorów kardiochirurgicznych jest konieczność przemieszczania całego ramienia robota w celu przesunięcia punktu stałego względem operowanego pacjenta. Wynika to z budowy ich mechanizmu równoległowodowego. Ciężna przenosząca ruch na kolejne człony robota są zabudowane wewnątrz profili rurowych - najczęściej prostokątnych.

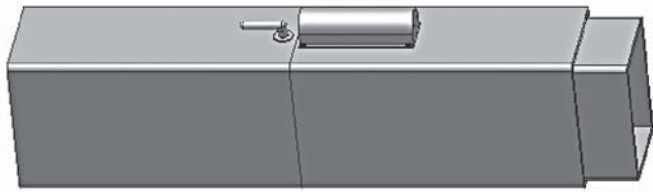


a

b

Rys. 3 a) Model telemanipulatora z zaproponowaną mechaniczną koncepcją przemieszczenia punktu stałego b) Przesunięcie punktu stałego poprzez wydłużenie cięgien równoległowodów.

Zapewnia to wymaganą sztywność konstrukcji uniemożliwia jednak jakąkolwiek zmianę ich długości ze względu na potrzebę przebudowy praktycznie całej konstrukcji równoległowodu. Zaproponowane rozwiązanie rys.3 umożliwia przemieszczenie punktu stałego (rys. 3b - wydłużenie cięgien do 100 mm) bez konieczności przesuwania ramienia robota - istnieje oczywiście możliwość dostosowania konstrukcji o profilu rurowym do tego typu rozwiązania o postaci np. teleskopowego kołnierza rys. 4. Takie podejście posiada dodatkową zaletę możliwości zmiany narzędzia wraz z układem napędowym, co pozwala na jego dopasowanie pod kątem stosowanego laparoskopu bądź endoskopu.



Rys.4 Zespół konstrukcyjny z serwomotorem i przekładnią ruchu pozwalający na przedłużenie ramienia telemanipulatora Robin Heart 1 i tym samym przesunięcie punkt stałego.

4. WYZNACZENIE MOMENTÓW NAPĘDOWYCH SERWOMOTORÓW DLA RÓŻNYCH DŁUGOŚCI CIĘGIEN RÓWNOLEGŁOWODU

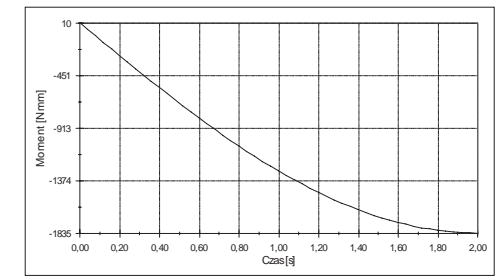
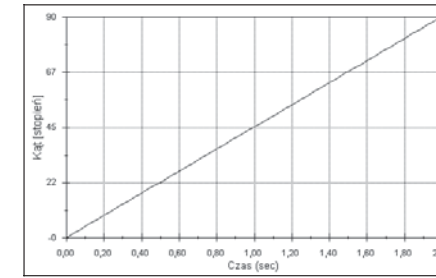
W celu wyznaczenia wartości momentów napędowych serwomotorów 1-go i 2-go DOF (Degree Of Freedom) konstrukcję łańcucha kinematycznego zamodelowano w programie CosmosMotion i obciążono w sposób najbardziej niekorzystny.

Przeprowadzono analizy dla dwóch sytuacji:

- a) minimalna długość cięgien (podstawowa).
- b) maksymalna długość cięgien (wydłużenie o 100 mm)

Prędkość obrotową ramienia dla 1-go DOF przyjęto: 45⁰/s Prędkość obrotową ramienia dla 2-go DOF przyjęto: 40⁰/s

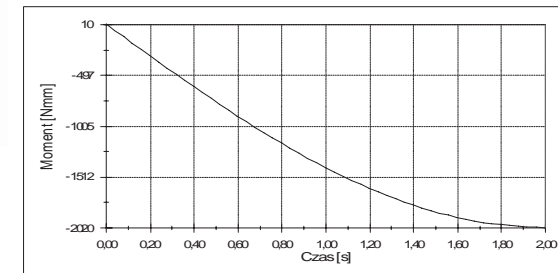
Przeprowadzono symulację w pełnym zakresie ruchu od minimalnego 0o do maksymalnego 90o wychylenia ramienia w 1 DOF dla podstawowej długości cięgien (rys.5a) i dla cięgien wydłużonych o 100 [mm] (rys. 5b). Symulowano ruch w płaszczyźnie prostopadłej do osi 1 DOF. Zaobserwowano wzrost momentu napędowego o 185 [Nmm]



a)

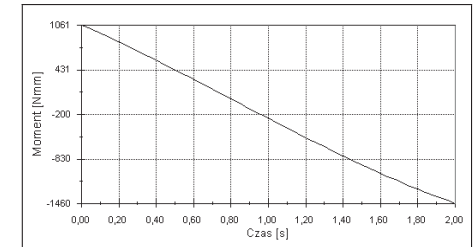
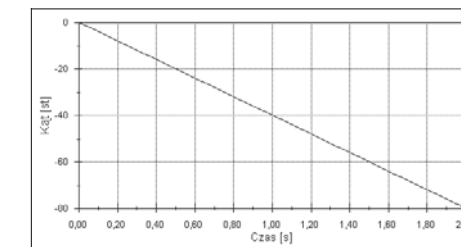
b)

Rys.5 a) Zakres ruchu w 1 DOF b) Moment obrotowy wymagany do wykonania ruchu w zakresie 90⁰ w poszczególnych chwilach czasu



Rys.6 Moment obrotowy wymagany do wykonania ruchu w zakresie 90o w 1 DOF przy wydłużeniu ramienia o 10 [cm] z zaznaczonymi położeniami ramienia telemanipulatora

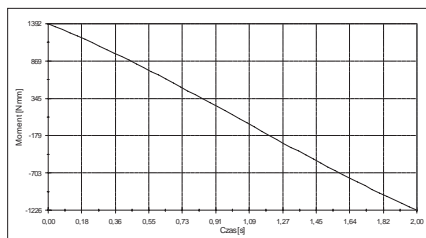
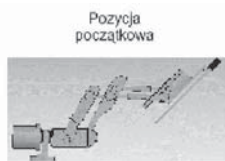
Dla 2 DOF symulowano ruch w płaszczyźnie równoległej do osi 1 DOF. (rys.7,8). Minimalna wartość momentu napędowego potrzebna do realizacji ruchu z pozycji maksymalnego wychylenia równoległowodu wyniosła 1061 [Nmm] dla długości podstawowej (rys.7b) i 1392 [Nmm] po wydłużeniu o 100[mm] (rys.8).



a)

b)

Rys.7 a) Zakres ruchu w 2 DOF b) Moment obrotowy wymagany do wykonania ruchu w zakresie 80⁰ w poszczególnych chwilach czasu.



Rys.8 Moment obrotowy wymagany do wykonania ruchu w zakresie 80° w 2 DOF przy wydłużeniu ramienia o 10 [cm] z zaznaczonymi położeniami ramienia telemanipulatora.

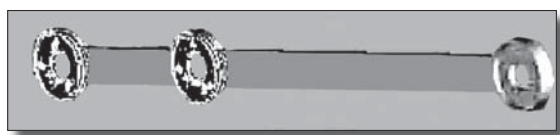
5. ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA.

W celu wyznaczenia wartości naprężeń i odkształceń cięgien równoległowodów posłużono się metodą elementów skończonych w programie CosmosXpress. Obliczenia statyczne przeprowadzono dla dwóch ekstremalnych długości cięgien, które zostały zamodelowane jako wykonane z nierdzewnej stali chromowanej o własnościach fizykalnych: Współczynnik sprężystości wzdłużnej: $2e11$ [Pa] Współczynnik Poissona 0.28 Masa właściwa 7800 [kg/m³] Granica plastyczności $1.7234e8$ [Pa]

Układ utwierdzono i obciążono jak na rys.9,10.

Maksymalne przemieszczenie dla łącznika o minimalnej długości wyniosło: 0.49 [mm] (rys.11a)

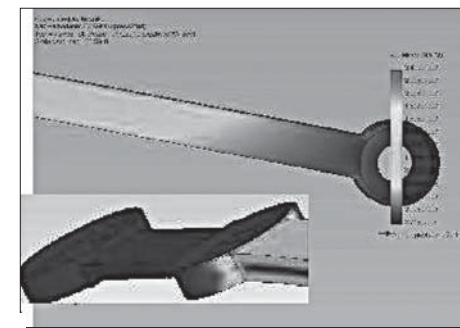
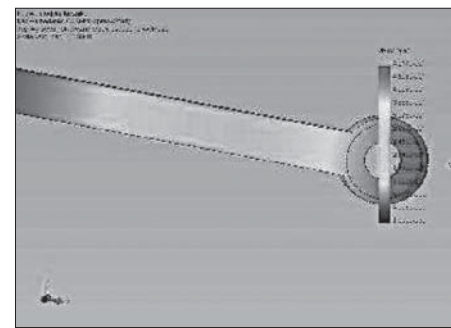
Maksymalne naprężenie zredukowane wg hipotezy Hubera/von Missesa dla łącznika o minimalnej długości wyniosło: $2.40912e7$ [Pa] (rys.11b)



Rys.9 Utwierdzenie cięgna



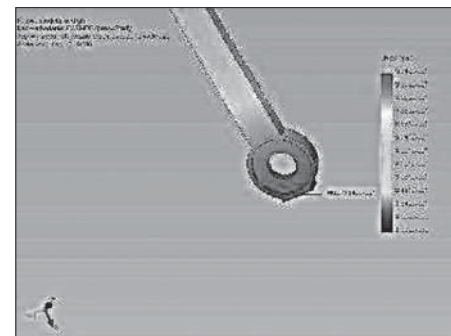
Rys.10 Obciążenie cięgna w pozycji najbardziej niekorzystnej



Rys.11 a) Mapa sumarycznego przemieszczenia b) Rozkład naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera/von Missesa

Maksymalne przemieszczenie dla łącznika o maksymalnej (zwiększonej o 100 [mm]) długości wyniosło: 0.98 [mm] (rys.12a)

Maksymalne naprężenie zredukowane wg hipotezy Hubera/von Missesa dla łącznika o maksymalnej (zwiększonej o 100 [mm]) długości wyniosło: $3.00412e7$ [Pa] rys.12b



Rys.12 a) Mapa sumarycznego przemieszczenia b) Rozkład naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera/von Missesa

6. WNIOSKI

Zaprezentowane rozwiązanie konstrukcyjne pozwala na zmianę długości ramienia telemanipulatora, przez co uzyskuje się możliwość przemieszczania punktu stałego bez konieczności przemieszczania całego ramienia. Rozwiązanie to do tej pory nie stosowane w rozwiązaniach konstrukcyjnych telemanipulatorów kardiochirurgicznych może w znaczny sposób zwiększyć

efektywność planowania przedoperacyjnego, jak również zabiegu na organizmie pacjenta. Dlatego też, zasadnym wydaje się zaadaptowanie go do istniejących rozwiązań. W dalszych etapach pracy zaplanowano optymalizację pod względem geometrycznym i masowym oraz uwzględnienie oporów ruchu występujących w parach kinematycznych obrotowych modelu.

7. Bibliografia:

- 1 Z.Nawrat, L.Podsędkowski, K.Mianowski, P.Kostka, P.Wróblewski, R.Pruski Z.Małota, Z.Religa „Robin Heart oraz Zeus i Da Vinci - porównanie robotów kardiochirurgicznych” XIII KBIB’03-Tom I-Biosystemy-Problemy Kardiologiczne
- 2 Ilewicz G. Tejszerska D., Nawrat Z. „The model of telemanipulator used in cardiac surgery with parallel mechanism structure controlling endoscope motion” BIO-MECH-YOUNG: 2st Students’ Scientific Conference of Biomechanics, Szklarska Poręba, 20-23 April 2006

Mechanizm z ciernym przekazaniem napędu w dwóch stopniach swobody w zastosowaniu do robota kardiochirurgicznego.

mgr inż. Łukasz Frącczak

dr hab. inż. L. Podsędkowski prof. PŁ

Instytut Obrabiarek i Technologii Budowy Maszyn, Politechnika Łódzka.

The mechanism with the friction driver transmission in two degrees of freedom for the cardiacsurgery robot.

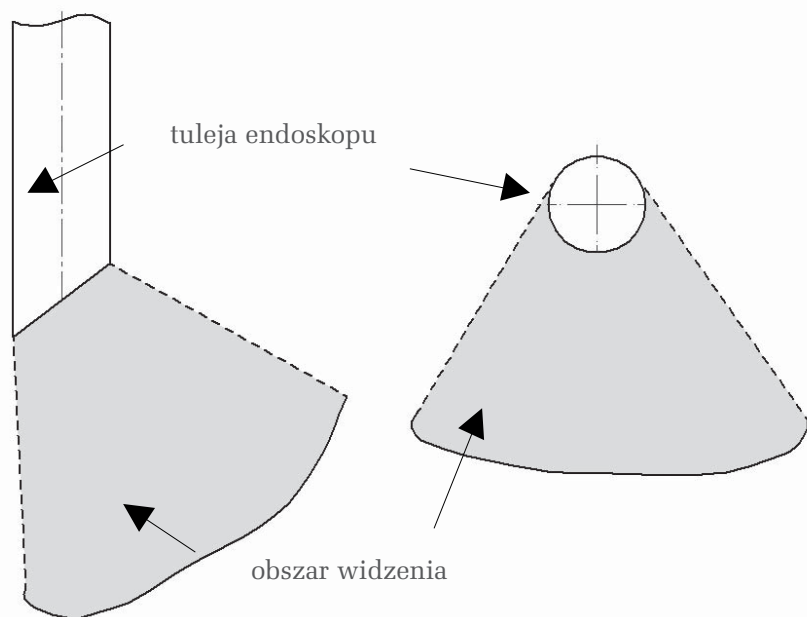
Abstract

This paper presents an analysis of a linear and rotation mechanism, which can be use for the endoscope camera mounted on a cardiac-surgery robot arm. The most important innovation is the use of forceps shaft as a friction drive mechanism. This paper presents five conceptions and shows their merits and faults. One of these conceptions shows a design ready to use in the cardiac-surgery robot Robin Heart.

Streszczenie

Praca przedstawia analizę linearnego i obrotowego mechanizmu, który może być stosowany dla toru wizyjnego montowanego na ramieniu robota kardiochirurgicznego. Najważniejszą innowacją jest użycie mechanizmu tarcowego dla przekazywania napędu w dwóch stopniach swobody. Praca przedstawia pięć koncepcji i pokazuje ich zalety i wady. Jedna z tych koncepcji pokazuje projekt gotowy do zastosowania w robocie Robin Heart.

Jednym z zadań robotów chirurgicznych jest trzymanie i przemieszczanie kamery endoskopowej. Obecnie jest stosowanych kilka rodzajów kamer endoskopowych. Mają one różną średnicę tulei endoskopu (od 4 do 10 [mm]) oraz różny obszar obserwowany. Spotyka się kamery endoskopowe, gdzie środek obszaru obserwowanego jest w osi tulei endoskopu, inne z kolei mają obszar obserwowany pod pewnym kątem (rys 1).



Rys. 1 Obszar widoczny kamery endoskopowej o skośnej optyce

W tym przypadku, aby zobaczyć, co znajduje się z tyłu tulei endoskopu należy ją obrócić dookoła jej osi.

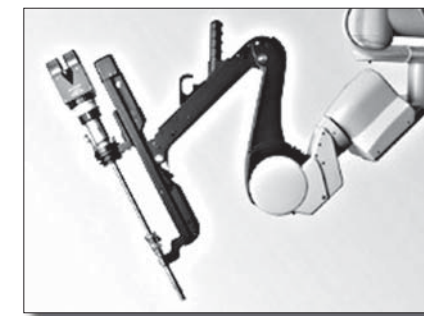
Telemanipulatory chirurgiczne mają zwykle 3 lub 4 ramiona. Przy operowaniu większą ilością ramion telemanipulatora pojawia się problem z obracaniem poszczególnych ramion ze względu na to, iż one kolidują ze sobą. Jedną z przyczyn występowania kolizji są prowadnice liniowe, na których zamocowane są narzędzia laparoskopowe i kamera endoskopowa (rys. 2).



a)



b)



c)

Rys. 2 Przykłady obecnie istniejących ramion robotów chirurgicznych wykorzystujących prowadnicę liniową: a). da Vinci, b). RobinHeart, c). da Vinci V

Aby wyeliminować ten problem powstał pomysł, aby wykorzystać tuleję endoskopu jako prowadnicę mechanizmu napędowego. Wówczas napęd na tę prowadnicę jest przekazywany poprzez siły tarcia.

Dzięki takiemu podejściu można znacząco obniżyć gabaryty napędu liniowego i dodatkowo wprowadzić kolejny stopień swobody w postaci obrotu wokół osi tulei endoskopu.

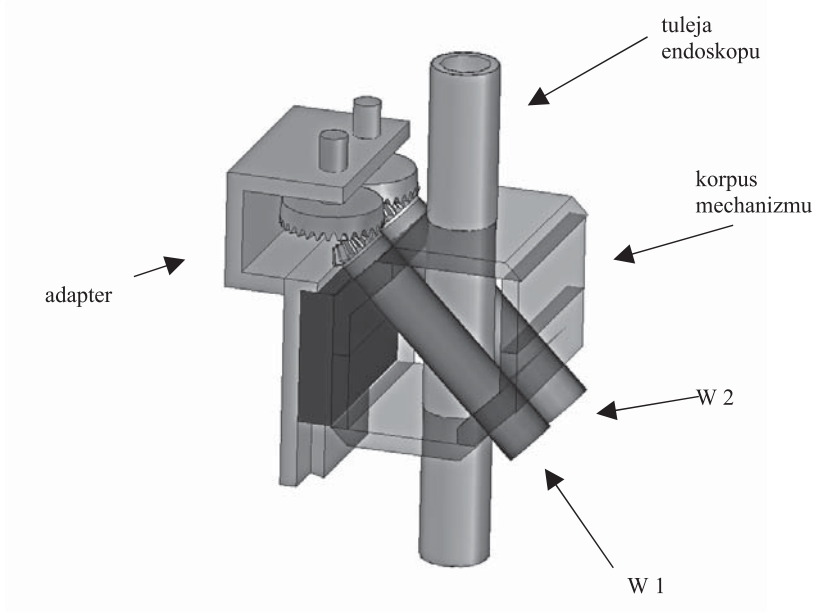
Jednakże takie urządzenie musi spełniać następujące wymagania:

- Zapewnić stabilne położenie kamery, oraz przenoszenie wszystkich sił i momentów ją obciążających.
- Brak substancji zmniejszających współczynnik tarcia między elementami pośredniczącymi w przekazywaniu napędu, lub ich biokompatybilność.
- Takie przeniesienie napędu, aby między elementami napędowymi a tuleją endoskopu nie było poślizgu.
- Zapewnienie płynności pracy mechanizmu tak, aby nie generować drgań kamery endoskopowej.
- Dobranie takich materiałów na części mające bezpośredni kontakt z tuleją endoskopu aby była możliwość poddania ich zabiegowi sterylizacji.
- Elementy podlegające sterylizacji powinny być demontowalne.
- Montaż i demontaż powinien przebiegać sprawnie i szybko.
- Mechanizm powinien być odporny na zmianę współczynnika tarcia między elementami napędowymi a prowadnicą (tuleją endoskopu).

Podczas opracowywania mechanizmu spełniającego ww. wymagania przeanalizowano następujące konstrukcje:

KONCEPCJA I

Dwa równoległe wałki zaciśnięte na tulei endoskopu napędzane niezależnymi silnikami



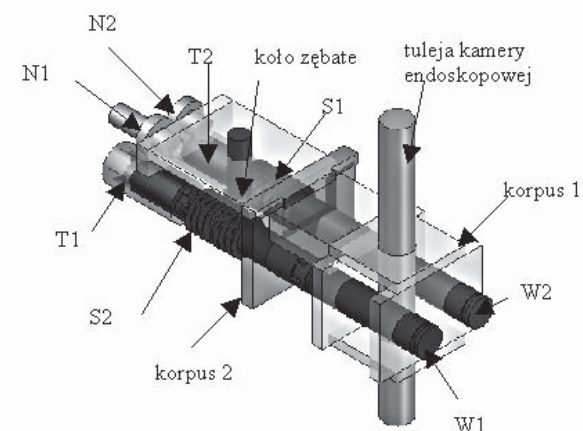
Rys. 3 Koncepcja napędu z dwoma wałkami skośnymi.

Urządzenie składa się z dwóch wałków napędzanych oddzielnymi silnikami. Wałki zamocowane są w korpusie 1, zaciśnięte na tulei endoskopu i usytuowane względem niej pod kątem 45°. Aby zrealizować ruch liniowy wysuwu kamery należy obracać wałkami napędowymi W1 i W2 w przeciwnych kierunkach. Natomiast, aby zrealizować ruch obrotowy kamery endoskopowej wokół osi tulei endoskopu należy obracać wałkami napędowymi w tych samych kierunkach.

Jednakże w tej koncepcji jest poważny problem z występowaniem poślizgu. Mianowicie wystarczy porównać drogę przebytą przez punkt materialny znajdujący się na powierzchni wałka napędowego z drogą przebytą przez punkt materialny znajdujący się na powierzchni tulei. Zauważymy, że nie są równych długości, co świadczy o powstawaniu poślizgu, do którego nie możemy dopuścić. Ta wada praktycznie eliminuje tę koncepcję.

KONCEPCJA II

Układ dwóch równoległych wałków ustawionych prostopadle do osi tulei endoskopu



Rys.4 Koncepcja napędu z dwoma wałkami prostopadłymi obracającymi się i przemieszczającymi wzdłuż osi.

Urządzenie składa się z wałków napędowych zaciśniętych na tulei endoskopu względem której są ustawione prostopadle. W korpusie 2 są zamocowane wałki S1 i S2 sprzężone z wałkami napędowymi W1 i W2, na których nacięta jest zębata współpracująca z kołem zębatym. Na końcach wałków S1 i S2 nacięte jest połączenie wpustowe zamontowane z tulejami T1 i T2. Tuleje sprzężone są tarczami napędowymi N1 i N2.

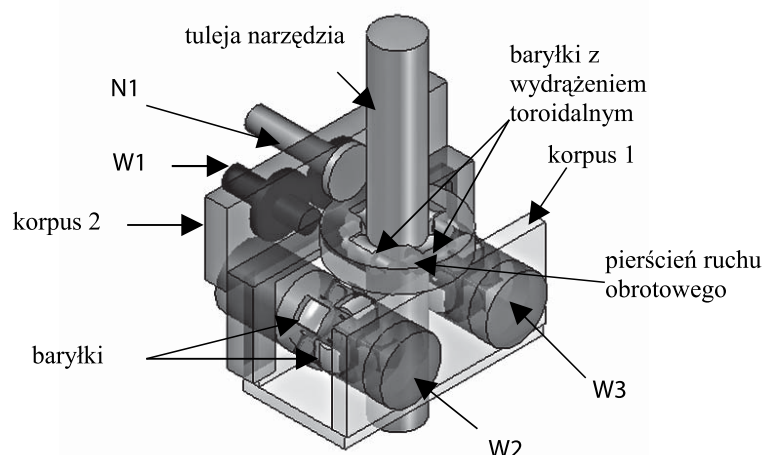
Aby obrócić kamerę endoskopową należy przyłożyć moment obrotowy do koła zębatego. Koło zębate przenosi napęd na zębatkę naciętą bezpośrednio na wałkach, powodując ich ruch w przeciwnych kierunkach. Wałki te poprzez siły tarcia przenoszą napęd na tuleję endoskopu, która obraca się zgodnie z kierunkiem ruchu koła zębatego. Z kolei, aby wysunąć kamerę endoskopową należy przyłożyć moment do tarczy napędowej N1, która przekazuje napęd na wałek W1 i poprzez dodatkowe koło pośredniczące na wałek W2. Z tych wałeczków poprzez siły tarcia ruch jest przekazywany już bezpośrednio na tuleję endoskopu.

Jak widać na rysunku długość wałków wzrasta trzykrotnie w stosunku do długości obwodu tulei endoskopu, która bierze udział w pełnym zakresie jej obrotu. Ta wada praktycznie ogranicza zastosowanie tej koncepcji.

KONCEPCJA III

Równoległe wałki napędowe z zamocowanymi poprzecznie baryłkami oraz z pierścieniem napędowym ruchu obrotowego.

Urządzenie składa się z korpusu 1, w którym zamocowane są wałki napędowe W2 i W3, tuleja endoskopu oraz pierścień ruchu obrotowego. Wałek W1 i tarcza pośrednia sprzężone są z wałkami, na których osadzone są dwurzędowo baryłki. Wałki wraz z baryłkami dociskane są do tulei endoskopu. Tarcza napędowa N1 sprzężona jest z pierścieniem ruchu obrotowego, w którym z kolei zamocowane są wałki z wycięciem toroidalnym.



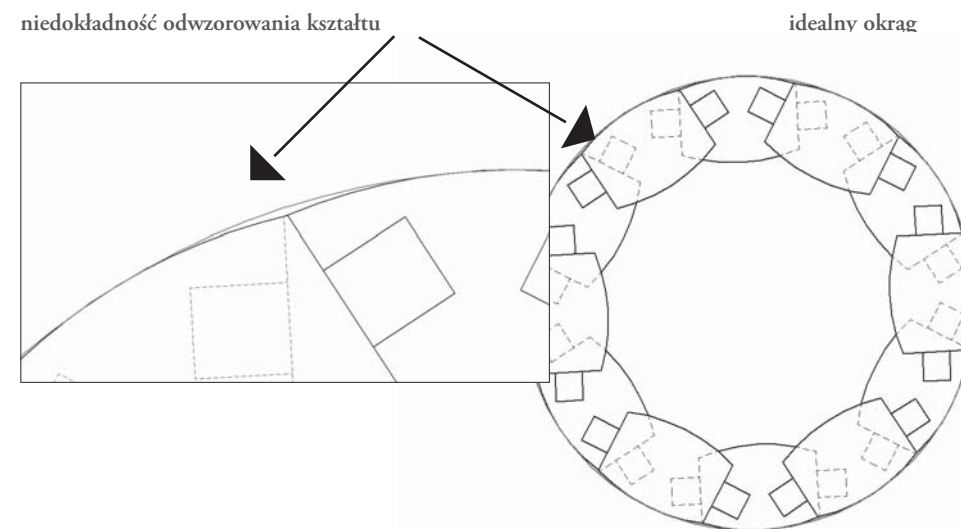
Rys. 5 Koncepcja napędu niezależnego obrotu i ruchu liniowego z wykorzystaniem baryłek.

Ruch obrotowy jest realizowany poprzez przeniesienie napędu z tarczy napędowej N1 na pierścień ruchu obrotowego, na którym zamocowane są wałki z wydrążeniem toroidalnym. Jeżeli będziemy chcieli wysunąć kamerę wówczas wałeczki te będą się obracały, co eliminuje całkowicie możliwość wystąpienia poślizgu.

Aby zrealizować wysuw kamery endoskopowej należy przyłożyć moment obrotowy do wałka W1. Napęd zostanie przekazany na wałki W2 i W3. Na tych wałkach są zamocowane dwurzędowo baryłki, przy pomocy których napęd przekazywany jest na tuleję endoskopu. Dzięki wprowadzeniu baryłek

zamocowanych na wałkach podczas obracania kamery wokół jej osi nie będzie poślizgu między tuleją endoskopu a wałkami.

Jednak dosyć dużym problemem jest zachowanie płynności ruchu wysuwu kamery endoskopowej. Związane jest to z odpowiednim doбором kształtu samych baryłek jak również z uzyskaniem płynności przejścia między baryłkami w poszczególnych rzędach jak zobrazowane jest to na poniższym rysunku.

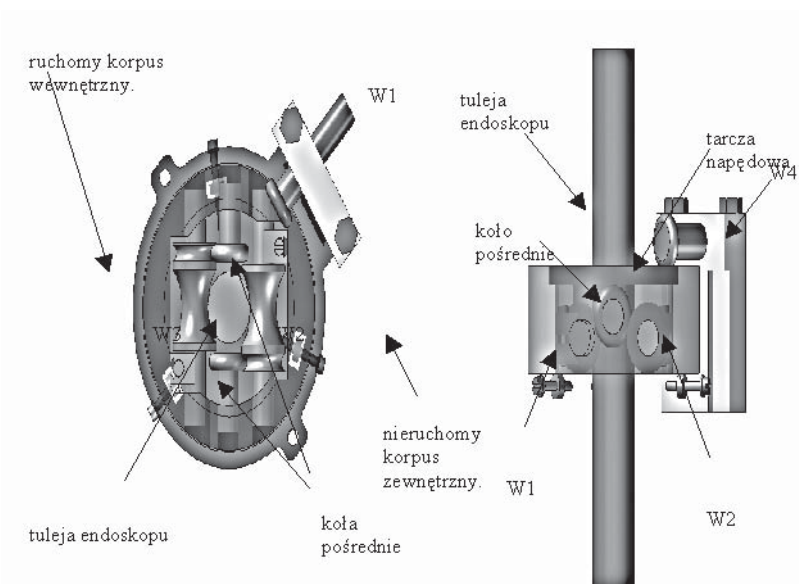
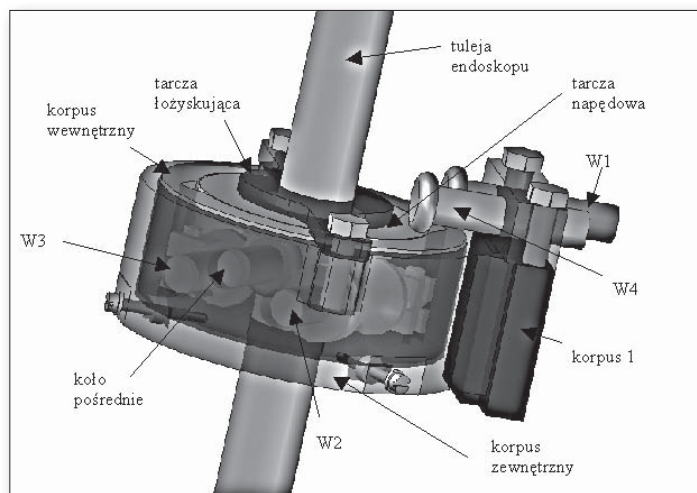


Rys. 6 Niedokładności kształtu przy zastosowaniu baryłek na obwodzie koła.

Wada ta eliminuje tę koncepcję z zastosowania w telemanipulatorze kardiochirurgicznym.

KOCEPCJA IV

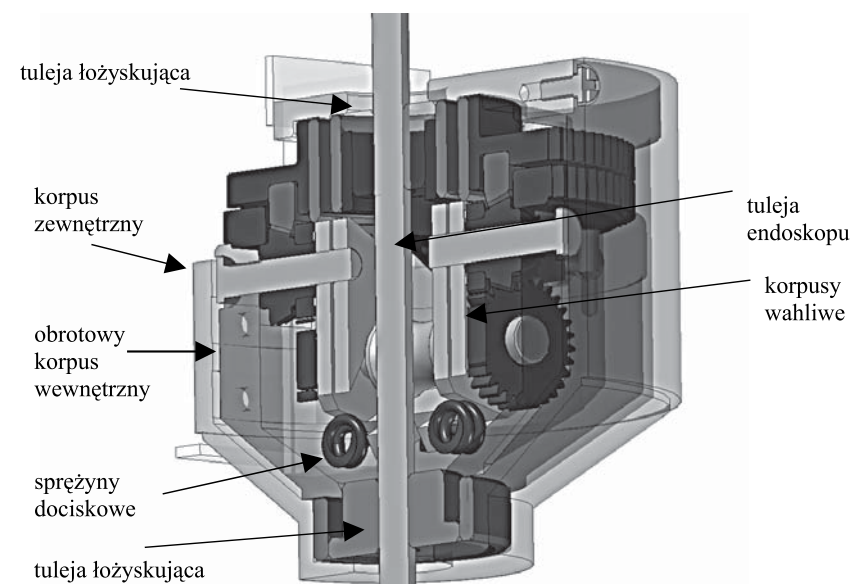
Dwa wałeczki zaciśnięte na tulei endoskopu zamocowane w obracającym się korpusie.



Rys. 7 Koncepcja z obracającym się korpusem

Urządzenie składa się z dwóch korpusów: wewnętrznego, w którym osadzone są wałeczki napędowe i zewnętrznego. Korpus wewnętrzny jest tak osadzony by mógł swobodnie się obracać w korpusie zewnętrznym.

Aby obrócić kamerę endoskopową należy przyłożyć moment napędowy do wałka W1. Następnie wałek ten przekazuje napęd na korpus wewnętrzny, w którym osadzone są wałki W2 i W3. Wałki te są zaciśnięte na tulei endoskopu i przy pomocy sił tarcia obracają się razem z nią. Jeżeli chcemy zrealizować wysuw kamery należy przyłożyć moment napędowy do wałka W4. Napęd jest następnie przekazany na tarczę napędową, która jest sprzęgnięta z kołami pośrednimi. Koła pośrednie przekazują napęd na wałki W3 i W2, które są zaciśnięte na tulei endoskopu.



Rys. 8 Rozwiązanie konstrukcyjne koncepcji z obracającym się korpusem.

Na rysunku pokazane jest gotowe rozwiązanie konstrukcyjne. Całkowity wymiar zewnętrzny tego mechanizmu wynosi zaledwie 54 [mm], co w porównaniu z napędem liniowym dotychczas stosowanym jest znaczącym zmniejszeniem.

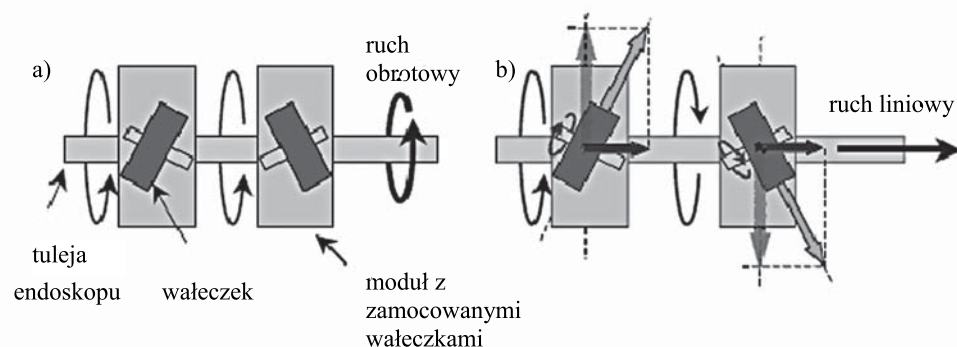
Ta koncepcja jest rozwiązaniem spełniającym wszystkie wymienione wcześniej wymagania.

Dodatkowo w tym mechanizmie można stosować tuleje o średnicach od 4 do 10 [mm]. Nie zmieniając całego mechanizmu, lecz jedynie tuleje łożyskujące i sprężyny dociskowe (rys. 8)

Bazując na tych zaletach konstrukcyjnych rozwiązanie to jest proponowane do zastosowania w robocie chirurgicznym Robin Heart.

KOCEPCJA V

Dwa korpusy z zamocowanymi wałeczkami pod kątem 45°.



Urządzenie składa się z dwóch niezależnie obracających się modułów, w których zamocowane są wałki skośnie względem tulei endoskopu.

Jeżeli będziemy obracali moduły w tych samych kierunkach wówczas moment ten przez wałki w nich zamocowanych zostanie przeniesiony na tuleję endoskopu. Jeżeli zaczniemy obracać te moduły w przeciwnych kierunkach wówczas siły prostopadłe do tulei endoskopu występujące na wałkach zniosą się, (pod warunkiem, że wałki w modułach będą umieszczone pod tymi samymi kątami i moment przyłożony do tych modułów będzie identyczny) a siły równoległe do tulei zsumują, dzięki czemu tuleja będzie przesuwana się wzdłuż własnej osi.

Koncepcja ta spełnia wszystkie przedstawione wcześniej wymagania.

Należy jeszcze podkreślić, że jeżeli automatyczne narzędzia laparoskopowe zaprojektuje się tak, że ich napędy będą osadzone na tulei narzędzia to wówczas będzie można zastosować ten mechanizm do tych narzędzi. Dzięki czemu problem z kolizjami ramion telemanipulatorów będzie znacznie zmniejszony.

Bibliografia:

- 1 Takashi Suzuki, Youichi Katayama, Etsuko Kobayashi, Ichiro Sakuma
"Compact Forceps Manipulator for Laparoscopic Surgery"

Czy zastosowanie robotów w medycynie jest i będzie bezpieczne?

Marcin Stefanowicz,

Specjalista ds. badań klinicznych produktów i wyrobów medycznych
firmy PRA Intenrational w Warszawie.

Streszczenie:

Przedstawiona praca jest próbą analizy zastosowania robotów w medycynie w aspekcie prawnym. Aby móc odpowiedzieć na postawione w tytule pytanie, czy zastosowanie robotów w medycynie małoinwazyjnej jest i będzie bezpieczne autor prześledził drogę od pomysłu do zastosowania klinicznego takich narzędzi medycznych oraz jakie należy spełnić wymagania stawiane przez literę prawa dotyczącą wytwarzania i zastosowania wyrobów medycznych.

Abstract

The introduced work the test of the analysis is applied robots in the medicine in the legal aspect. To be able to answer on the put in the title question, if the use of robots in the medicine mini invasive is and will be safe the author will trace the road from the idea to clinical use of such medical tools and what should fulfil requirements placed by the letter laws relating to production and the use of medical articles.

Najnowocześniejsze osiągnięcia techniki wprowadzone do medycyny stwarzają nowe możliwości rozpoznawania i leczenia w wielu specjalnościach, przede wszystkim zabiegowych. Operacyjne zabiegi małoinwazyjne w stosunku do tradycyjnych metod operacyjnych są porównywalne, niemniej jednak operacje wykonuje się na małych nacięciach, służących do wprowadzenia narzędzia (instrumentu chirurgicznego). Skutkuje to tym, że podczas zabiegu ryzyko wystąpienia zakażenia i wszystkich powikłań pooperacyjnych jest dla pacjenta mniejsza, zmniejsza się ból pooperacyjny a tym samym hospitalizacji pacjenta jest krótsza, co ma również znaczenie z ekonomicznego punktu widzenia.

Nie da się ukryć, że zastosowanie chirurgii małoinwazyjnej z użyciem narzędzi laparoskopowych lub robotów chirurgicznych stanowi wyzwanie dla medycyny XXI wieku, choć wiele wątpliwości pojawia się natury etycznej i podejścia pacjenta do takiego zabiegu. Brak bezpośredniego kontaktu ciała pacjenta ze sprawną ręką chirurga, budzi wątpliwości i obawy wielu pacjentów. Niemniej jednak, należy pamiętać, że jakkolwiek by tego typu operacje nie były wykonane,

to zawsze narzędzie jest tylko „łącznikiem” pomiędzy pacjentem a lekarzem bez względu czy jest to zwykły skalpel, czy ramie robota sterowane przez chirurga znajdującego się w innym pomieszczeniu, czy nawet na innym kontynencie. Aby móc odpowiedzieć na postawione w tytule pytanie, czy zastosowanie robotów w medycynie małoinwazyjnej jest i będzie bezpieczne pozwolę w dalszej części pracy przedstawić i przybliżyć, jak wygląda droga od pomysłu do zastosowania klinicznego takich narzędzi medycznych. W momencie pojawienia się pomysłu na skonstruowanie narzędzia chirurgii małoinwazyjnej, czy też robota do zastosowań medycznych, należy spełnić określone wymagania stawiane przez literę prawa dotyczącą wytwarzania i zastosowania wyrobów medycznych.

W dużej mierze droga od momentu zaprojektowania wyrobu medycznego, jakim niewątpliwie są narzędzia małoinwazyjne (laparoskopowe), czy też roboty, do praktycznego stosowania jest dosyć długa. Związane jest to z zapewnieniem, przed dopuszczeniem na rynek medyczny, że dany produkt będzie skuteczny i przede wszystkim bezpieczny w stosowaniu medycznym. Wszelkie innowatorskie zastosowania wyrobów medycznych związane są ze sprawdzaniem ich poprzez udział w badaniach przedklinicznych i klinicznych. Te pierwsze obejmują badania na zwierzętach i komórkach a klinicznie bezpośrednio związane z udziałem ludzi - pacjentów. Aby można było mówić o bezpieczeństwie i efektywności stosowania danego narzędzia, należy więc potwierdzić ich skuteczność i bezpieczeństwo w bezpośrednim kontakcie z pacjentem, pamiętając przede wszystkim o tym, że wszelkie zyski i korzyści wynikające z takiej a nie innej formy leczenia muszą przewyższać ryzyko i wystąpienie działań niepożądanych¹.

W ochronie pacjenta stoi szereg instytucji, które mające na celu monitorować i zapewnić pacjentów i lekarzy o bezpieczeństwie stosowania danego wyrobu. Są to instytucje na szczeblu narodowym i międzynarodowym, które odwołują się do zagadnień prawnych (Ministerstwo Zdrowia, Urząd Rejestracji Produktów Leczniczych, EMEA, Food and Drug Administration) czy etycznych (Komisje Bioetyczne, oddziały i wyodrębnione jednostki FDA). Należą do nich również organizacje pozapaństwowe, non-profit, zrzeszające grupę profesjonalistów zajmujących się kwestiami etycznymi i bezpieczeństwem pacjentów, poddanych zabiegom z użyciem nowych produktów i wyrobów medycznych. Badania kliniczne obejmują szereg badań, trwają zazwyczaj kilka lub kilkanaście lat i mają na celu potwierdzić skuteczność i bezpieczeństwo. Ich przebieg i prowadzenie określa szereg przepisów, które ustanowione są prawem

polskim np. Ustawa z dnia 27 lipca 2001 r. o Urzędzie Rejestracji Produktów Leczniczych, Wyrobów Medycznych i Produktów Biobójczych (Dz. U. Nr 126 poz. 1379 ze zm.). Na straży ochrony pacjentów i prawa międzynarodowego stoi wspomniana wcześniej agencja FDA - Food and Drug Administration. Wydaje ona szereg przepisów i ustaw, którymi potencjalni pomysłodawcy muszą się kierować podczas badań klinicznych, monitoruje i audytuje, czy prowadzone badania kliniczne są zgodne z zasadami Dobrej Praktyki Klinicznej - GCP. Szczególnymi wytycznymi, które zapewniają, że badania prowadzone są zgodnie z zachowaniem bezpieczeństwa i praw pacjenta. Dopuszcza ostatecznie i wydaje zgodę na wprowadzenie na rynek produktów (leków) i wyrobów (urządzeń, technologii i procedur) medycznych. Oczywiście jakkolwiek zapewnienie o bezpieczeństwie danej metody mogą być zapewnione przez szereg instytucji, to ostatecznie pacjent musi wyrazić zgodę na przeprowadzenie zabiegu, tym bardziej w przypadku zastosowania nowych produktów, czy wyrobów leczniczych².

Dotychczasowa historia związana z zastosowaniem robotów w medycynie w kontekście badań klinicznych pokazuje wiele korzyści płynących z zastosowania tych innowacyjnych metod leczniczych. Można bez wątpienia powiedzieć, że chirurgia małoinwazyjna z wykorzystaniem robotów sięga korzeniami i ideą do użycia narzędzi endoskopowych, które miało miejsce w 1980. Choć jej początki miały miejsce wcześniej, to brzuszna endoskopia zwana laparoskopią została wykonana we wspomnianym roku.

FDA kontroluje bezpieczeństwo stosowania innowacyjnych rozwiązań chirurgii małoinwazyjnej zarówno w kwestii oprogramowania i działania systemów komputerowych, jak i sprzętu. Zatem rygorystycznym audytem podlega software i hardware.

Po kilkuletnich badaniach, obejmujących wiele ośrodków i pacjentów FDA wyraziło zgodę na wprowadzenie na rynek dwóch robotów i użyciu ich w zabiegach chirurgicznych określonych przez niniejszy urząd, są to da Vinci Surgical System, którego producentem jest Intuitive Surgical, Inc. of Sunnyvale, Calif oraz ZEUS Robotic Surgical System.

W lipcu 2000 FDA pozwolił na prowadzenie operacji usunięcia pęcherzyka żółciowego, marzec 2001 zastosowano w zabiegach nie kardiologicznej torakoskopii na płucach i jelitach, lipiec 2001 zastosowano do usunięcia prostaty. Użycie systemu da Vinci jest jasno określone i sprecyzowane przez wytyczne FDA. Stanowią one, że robot może być użyty do zabiegów poprzez wykonanie takich funkcji, jak chwytanie, rozcinanie, rozdzielanie, zszywanie.

¹ Strona Urzędu Rejestracji Produktów Leczniczych, <http://www.urpl.gov.pl/akty.asp>.

² Badania Kliniczne, pod redakcją Marcina Waltera, Wydawnictwo GCP, Warszawa 2004.

Dotychczasowe zastosowanie systemu i badania spowodowały, że FDA wydała aprobatę na rozpoczęcie wielośrodkowego badania klinicznego z zastosowaniem aplikacji do naprawy zastawki (których w samych USA wykonuje się około 70 000 rocznie) w zastosowaniach torakochirurgii małoinwazyjnej. Producent, będący jednocześnie sponsorem badania podał, że zgodnie z protokołem chce włączyć 50 pacjentów w każdym z 6 ośrodków uczestniczącym w badaniu. Wniosku płynące z zastosowania aplikacji wskazują na mniejsze doświadczenie bólu, lepsze rezultaty natury estetycznej i krótszy czas hospitalizacji. Ponadto w 2000 roku FDA przeklasyfikowała system da Vinci z klasy III na II, co oznacza w praktyce łatwiejsze wprowadzenie go na rynek. Jest to zapewne związane z zaufaniem FDA, opartym na dotychczasowych badaniach klinicznych³. Obecnie system ten jest stosowany w wielu krajach. Pięćdziesiąt takich robotów znajduje się w USA, 34 w centrach medycznych Europy i 5 w Azji.

ZEUS robot, który różni się w detalach w porównaniu do systemu da Vinci przede wszystkim jest sterowany głosem chirurga operującego. Zgodę na przeprowadzenie zabiegu torakochirurgicznego dostał od FDA w październiku 2001. Ponadto w skład tego urządzenia wchodzi tzw. AESOP (Endoscopic System for Optimal Positioning Robotic System), którego zastosowanie miało już miejsce w 1994, również za zgodą FDA. Producent Computer Motion dodał jeszcze elastyczny nadgarstek, który otrzymał pozwolenie na przetestowanie w badaniach klinicznych. W lipcu 2004 FDA wyraziło zgodę na wprowadzenie urządzenia na rynek do praktyki klinicznej. W chwili obecnej ZEUS jest stosowany w wielu krajach i jest ich 30 w Ameryce Północnej, 15 w Europie Środkowo-Wschodniej i 5 w Azji⁴.

Wszystkie aprobaty ze strony urzędu FDA popartą są rygorystycznym obserwacjom danych, wyników, sprawdzane są warunki w jakich prowadzone badania kliniczne. Swoje decyzje opiera na danych dotyczących bezpieczeństwa i skuteczności zastosowania nowych technologii medycznych⁵. Dane te pochodzą przede wszystkim z badań klinicznych, które trwają wiele lat, czasami kilkanaście, obejmują olbrzymią grupę badaczy-naukowców, lekarzy a przede wszystkim pacjentów liczonych w setkach by nie rzez w tysiącach. Wyniki te są więc wiarygodne, wielokrotnie przetestowane, powtarzalne. Stanowią o bezpieczeństwie i skuteczności a tym samym możliwości wydania przez FDA zgodę na stosowanie pewnych nowych rozwiązań.

Na koniec pragnę zwrócić uwagę na stronę etyczną, która zapewne również budzi wiele kontrowersji i pytań. Chociażby obawy pacjenta z powodu braku bezpośredniego kontaktu lekarza chirurga z ciałem pacjenta. Przecież pacjent zawiera w pewnym sensie swoje życie lekarzowi operującemu a docelowo w tym przypadku ma tę rolę pełnić robot chirurgiczny. Należy jednak pamiętać, że obecność chirurga jest nieunikniona i nie zniknie on tak po prostu z sali operacyjnej. Robot jest tylko przedłużeniem rąk chirurga i pomaga mu w prowadzeniu zabiegu.

Nad bezpieczeństwem pacjenta czuwają również stosowne Komisje Etyczne, wydające zgodę lub nie na wprowadzenie nowych metod leczenia, czy produktów medycznych. Komisje te skrupulatnie przyglądają się protokołom badania i wynikom, udziałowi pacjenta i korzyści płynącego z tego dla niego oraz bezpieczeństwu stosowania.

Instytucje, nadzorują badania kliniczne od początku ich trwania do końca, wszelkie działania niepożądane nie tylko podczas trwania badań, ale na długo po wprowadzeniu ich do użytku w praktyce medycznej.

³ Robotic Burgery, (<http://library.thinkquest.org/03oct/00760/Robotic%20Heart%20Surgery.htm>).

⁴ Robots Lend a Helping Hand to Surgeons, *Michelle Meadows, FDA, May-June 2002*, (http://www.fda.gov/fdac/features/2002/302_bots.html).

⁵ FDA Talk Paper, Media Inquiries: 301-827-6242, Consumer Inquiries: 888-INFO-FDA, T04-23, July 7, 2004, (<http://www.fda.gov/bbs/topics/answers/2004/ANS01298.html>).

Analiza różnych struktur układu sterowania telemanipulatora kardiochirurgicznego z punktu widzenia wymogów bezpieczeństwa pracy.

Paweł Lajmert, Leszek Podsędkowski

Instytut Obrabiarek i Technologii Budowy Maszyn, Politechnika Łódzka

Streszczenie:

Telemanipulator kardiochirurgiczny jest złożonym urządzeniem elektro-mechanicznym przeznaczonym do pracy wewnątrz ciała pacjenta, przez co stwarza ryzyko narażenia jego zdrowia w wyniku awarii lub nieprawidłowej pracy. Z tych przyczyn urządzenie to musi spełniać wysokie wymagania co do niezawodności oraz bezpiecznej pracy. W artykule przedstawiono propozycję redundantnego systemu sterowania telemanipulatorem kardiochirurgicznym spełniającego te wymagania. Omówiono najważniejsze właściwości opracowanego systemu sterowania. We wstępie przeanalizowano możliwe wybory struktury sprzętowej oraz struktury redundancji torów pomiarowych i sterujących telemanipulatora. Przeanalizowano również wybrane algorytmy sterowania nadążnego robota z punktu widzenia bezpieczeństwa pracy. Sformułowano wnioski oraz propozycje dalszych prac.

Analysis of different structures of cardiochirurgical telemanipulator control system from safety requirements point of view.

Summary:

This paper discusses some problems connected with safety requirements of robot control system for the use in cardiochirurgical operations. Different structures of control system for this kind of applications has been presented and analysed. Also, various follow-up control methods has been analysed, including velocity and position control methods. As an effect an original structure of redundant control system was proposed to meet all safety requirements of cardiochirurgical telemanipulator system. The purpose of the developed control system is

protection against hardware and software malfunctions as well as errors of a person carrying on the operation. At the end of the paper conclusions and propositions for future work has been presented.

Wstęp

Telemanipulator chirurgiczny jest aktywnym inwazyjnym wyrobem medycznym przeznaczonym do krótkotrwałego stosowania wewnątrz ciała pacjenta, między innymi do korygowania wad centralnego układu krążenia. Z tego powodu jego niesprawność może stwarzać ryzyko uszkodzenia narządów wewnętrznych człowieka lub nawet spowodować jego śmierć. Zagrożenie to może wynikać z zachowania się robota niezgodnego z oczekiwaniami operującego chirurga lub też z nieprawidłowego zachowania się samego chirurga. Nieoczekiwane zachowanie się robota medycznego objawiające się nieskoordynowanymi ruchami poszczególnych osi może zostać spowodowane nieprawidłowym działaniem układu sterowania bądź uszkodzeniem podsystemów napędów wykonawczych. Zmniejszenie ryzyka na drodze zastosowania dodatkowych urządzeń ochronnych lub osłon, charakterystycznych dla aplikacji robotów przemysłowych nie może być tutaj zastosowane. Wynika stąd, że jedynym sposobem rozwiązania tego problemu jest zwiększenie do maksimum bezpieczeństwa funkcjonalnego samego telemanipulatora, zależnego od prawidłowego działania systemu elektrycznego-elektronicznego-programowalnego oraz od prawidłowego działania systemu mechanicznego i elektromechanicznego [1].

Na świecie aktualnie produkowany seryjnie jest tylko jeden telemanipulator chirurgiczny - robot da Vinci firmy Intuitive Surgical. W Polsce od 2000 roku prowadzone są prace nad stworzeniem polskiego robota chirurgicznego RobIn Hart. Prace prowadzone są przede wszystkim w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrzu oraz na Politechnice Łódzkiej. Aktualnie na PŁ testowana jest wersja Robin Hart 3 (Rys. 1) zaprojektowana w całości (wraz z układem sterowania) w Instytucie Obrabiarek i TBM PŁ. Ramię robota posiada 8 stopni swobody: trzy do pozycjonowania narzędzia, cztery (w tym jeden redundantny) do orientacji narzędzia i jeden do otwierania szczęk. Wszystkie są napędzane za pomocą silników bezszczotkowych firmy Maxon. Robot wykorzystuje zadajnik o 7 stopniach swobody wyposażony w silniki do realizacji siłowego sprzężenia zwrotnego. W poprzednich konstrukcjach (Robin Heart 0, 1, 2) zostały zastosowane typowe serwonapędy i systemy sterowania, stosowane w robotach przemysłowych. Były one w zupełności wystarczające do przeprowadzenia prac badawczych nad prototypami, jednakże poziom nienaruszalności bezpieczeństwa tych rozwiązań jest niewystarczający do medycznego zastosowania. W aktualnym rozwiązaniu na każdym ze stopni

swobody zadajnika oraz na podstawowych stopniach swobody robota zostały zamontowane zdublowane układy pomiarowe.



Rys. 1. Prototyp konstrukcji polskiego robota kardiochirurgicznego „RobIn Heart 3” na stanowisku testowym.

Metodyka zwiększania bezpieczeństwa funkcjonalnego robotów medycznych

Pierwsze publikacje z zakresu budowy robotów medycznych pojawiły się w latach 90-tych i koncentrowały się niemal wyłącznie na etapie projektowania układu elektro-mechanicznego robota [2, 3, 4]. Prace te dotyczyły głównie problemu jak najlepszego dopasowania struktury kinematycznej robota i jego konstrukcji do konkretnego zadania medycznego oraz problemu współpracy systemu manipulacyjnego z systemem zadającym. Praktyczne wykorzystanie tych rozwiązań napotkało na barierę, z powodu braku wiarygodnej, systemowej analizy bezpieczeństwa funkcjonalnego całego systemu oraz wpływu czynnika ludzkiego na to bezpieczeństwo. Dopiero w ostatnich latach w literaturze widoczne jest rosnące zainteresowanie tym problemem.

Dwie najczęściej spotykane strategie polegają na ograniczeniu liczby funkcji, które mogą być jednocześnie wykonywane przez robota oraz na zaopatrzeniu robota medycznego w redundantne układy pomiarowe. Pierwszą z wymienionych metod może polegać na ograniczeniu stopni swobody robota [5] (sekwencyjne ruchy tylko jedną, wybraną osią), lub na ograniczeniu obszaru pracy robota poprzez zastosowanie zderzaków oraz elastycznych napędów [2]. Druga metoda wykorzystuje redundancję, czyli np. nadmiarowość układów sterujących i pomiarowych robota chirurgicznego [5]. Ponieważ prawdopodobieństwo wystąpienia jednoczesnej awarii w dwóch torach sterujących robota jest znacząco mniejsze niż w przypadku zastosowania tylko jednego toru, najprostszym rozwiązaniem jest zdwojenie a nawet potrojenie elementów tych układów, a zwłaszcza czujników pomiarowych robota chirurgicznego i zadajnika. Należy tu zauważyć, że ta nadmiarowość może dotyczyć nie tylko elementów pomiarowych, ale również zwielokrotnienia jednostek obliczeniowych układu sterowania oraz samych algorytmów sterowania zespołami robota (zwielokrotnienie software'u). Z drugiej jednak strony zbyt duża nadmiarowość tych układów może doprowadzić do skomplikowania całego systemu i w efekcie do obniżenia jego niezawodności, a zarazem zmniejszenia poziomu bezpieczeństwa. Ponadto prowadzi to do zwiększenia kosztów całego systemu.

Wydaje się jednak, że wymienione rozwiązania prowadzą jedynie do zwiększenia niezawodności tych systemów, w mniejszym zaś stopniu do zwiększenia bezpieczeństwa pracy za pomocą metod oszacowywania potencjalnych źródeł możliwych szkód oraz sposobów zabezpieczenia się na wypadek ich wystąpienia. Robot medyczny jest urządzeniem bardzo skomplikowanym, na konstrukcję wielu jego elementów są nałożone ograniczenia zmniejszające ich trwałość, a dodatkowo pracuje w ciągłym kontakcie z ludźmi. Cechy te powodują, że idea całkowicie niezawodnego robota medycznego jest błędna, gdyż jest niemożliwa do uzyskania. Chociaż całkowite prawdopodobieństwo wystąpienia uszkodzenia powinno być utrzymane na odpowiednio niskim poziomie, to o wiele ważniejszą cechą robota medycznego powinna być zdolność do stwierdzenia, że uszkodzenie faktycznie wystąpiło oraz zdolność do zapobiegania zagrożeniom wynikającym z tego uszkodzenia. W zależności od stopnia uszkodzenia, w najprostszym wypadku może to oznaczać chwilowe zatrzymanie się robota w celu szybkiego usunięcia zaistniałego problemu lub w najgorszym całkowite wyłączenie robota, usunięcie go z obszaru pracy i kontynuacja operacji chirurgicznej w sposób tradycyjny, tzn. ręcznie. Realizacja takiej idei wymaga opracowania odpowiednich metod autodiagnostyki systemu sterowania oraz stworzenia algorytmów szacowania poziomu bezpieczeństwa w celu ustalenia, czy dany poziom zabezpieczeń jest już wystarczający.

Analiza wariantów konstrukcyjnych układu sterowania

Zapewnienie właściwego poziomu nienaruszalności bezpieczeństwa zrobotyzowanego systemu chirurgicznego musi być przeprowadzone zarówno w fazie projektowania elektro-mechanicznego układu robota i systemu zadającego, jak również na etapie projektowania układu odpowiadającego za bezpieczeństwo pracy całego systemu.

Przy projektowaniu systemu sterowania dla telemanipulatora kardiochirurgicznego rozważono w pierwszej kolejności możliwe wybory dotyczące platformy sprzętowej dla głównej jednostki obliczeniowej sterującej ruchem ramion jednostek manipulacyjnych według przemieszczeń otrzymywanych z zadajnika. Możliwe wybory wraz z wadami i zaletami poszczególnych rozwiązań przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Wady i zalety różnych rozwiązań platform sprzętowych systemu sterowania.

Jednostka główna	Komuter PC	Komputer przemysłowy	System mikroprocesorowy
Wady	<ul style="list-style-type: none"> wysoka awaryjność niestabilny system operacyjny brak sterowników w systemach czasu rzeczywistego, jak QNX lub VxWorks 	<ul style="list-style-type: none"> wysoka cena mała elastyczność modyfikacji oprogramowania 	<ul style="list-style-type: none"> konieczność samodzielnego wykonania bazy sprzętowej i jej oprogramowania wysoka cena projektu - nakład pracy
Zalety	<ul style="list-style-type: none"> niska cena dostępność wielu kart sterująco - pomiarowych oraz ich oprogramowania 	<ul style="list-style-type: none"> pewna, przetestowana baza sprzętowa i softwareowa 	<ul style="list-style-type: none"> możliwość dowolnej konfiguracji systemu sterowania niska cena jednostkowa wysoka niezawodność łatwość wprowadzenia redundancji torów sterujących i pomiarowych

Z przedstawionej tabeli jednoznacznie wynika, że w rachubę wchodzi tylko użycie komputera przemysłowego lub systemu mikroprocesorowego. Jednakże w przypadku pierwszego rozwiązania pewnym ograniczeniem stają się problemy w doborze odpowiednich kart sterujących i pomiarowych, szczególnie w przypadku zastosowania systemów czasu rzeczywistego. Z kolei użycie systemu mikroprocesorowego, pomimo wysokiej elastyczności, wymaga samodzielnego wykonania specjalizowanej bazy sprzętowej systemu sterowania i późniejszego jej oprogramowania. Wiąże się to ze wzrostem prawdopodobieństwa popełnienia błędów w oprogramowaniu.

Przy projektowaniu struktury systemu sterowania należy rozważyć również możliwe wybory struktury sterowania serwonapędami manipulatora tj. sterowanie centralne i rozproszone. W sterowaniu zcentralizowanym wszystkie poziomy algorytmu sterowania tj. generator trajektorii ruchu oraz regulator sterowania nadążnego dla każdej z osi robota umieszczone są w głównej jednostce centralnej, z której wyprowadzane są napięciowe sygnały sterujące i pomiarowe. Oczywistą wadą takiej struktury jest wysoka ilość okablowania (oddzielne przewody pomiarowe oraz sterujące dla każdej osi) co zwiększa prawdopodobieństwo awarii (niekontrolowany ruch napędu) oraz stwarza poważne problemy w rozmieszczeniu przewodów wewnątrz konstrukcji robota.

W sterowaniu rozproszonym algorytmy sterowania położeniowego lub prędkościowego umieszczone są wraz ze stopniami mocy w niezależnych sterownikach w każdej z osi robota. Zadawanie przemieszczeń odbywa się tu najczęściej z zastosowaniem bezpiecznego szeregowego protokołu komunikacyjnego CAN lub Ethernet. Podstawową zaletą takiej struktury jest znacznie mniejsza ilość przewodów łączących główną jednostkę sterującą z napędami (prócz zasilania jedynie przewody komunikacyjne). Niebezpieczeństwo przerwania przewodów jest tutaj znacząco mniejsze niż w przypadku sterowania zcentralizowanego. Ponadto przerwania przewodów komunikacyjnych jest automatycznie wykrywane przez główną jednostkę sterującą oraz napędy poszczególnych osi robota przez co ruch może być bezpiecznie zatrzymany. Zbiorczo wady i zalety obu struktur sterowania przedstawiono w tabeli 2.

Tabela 2. Porównanie sterowania zcentralizowanego i rozproszonego.

	Sterowanie zcentralizowane	Sterowanie rozproszone
Wady	<ul style="list-style-type: none"> • duża ilość okablowania/połączeń zwiększająca prawdopodobieństwo awarii • wyższa awaryjność • wyższe zakłócenia w torach sterujących i pomiarowych • problemy z doprowadzeniem przewodów sterujących i pomiarowych do napędów 	<ul style="list-style-type: none"> • sterowniki napędów obciążają ramiona robota • wolniejsza komunikacja (komunikacja szeregową) • trudniejsze oprogramowanie - konieczność obsługi skomplikowanego szeregowego protokołu komunikacyjnego
Zalety	<ul style="list-style-type: none"> • krótki czas pętli sterowania położeniowego/prędkościowego • prostsze oprogramowanie - brak obsługi szeregowego protokołu komunikacyjnego 	<ul style="list-style-type: none"> • możliwość wpisania inteligencji w sterowniki (np. reakcja na sytuację awaryjną) • znacznie mniejsza ilość okablowania • protokół komunikacyjny z autodetekcją błędów

Prócz właściwego doboru bazy sprzętowej systemu oraz struktury niezwykle istotnym czynnikiem wpływającym na całkowite bezpieczeństwo funkcjonalne robota jest również wybór sposobu sterowania nadążnego względem pozycji odczytywanych z manipulatora zadającego. Możliwe metody to sterowanie prędkościowe, położeniowe oraz sterowanie prędkościowo-położeniowe względem czasu (PVT). W sterowaniu prędkościowym wyznaczana jest uśredniona prędkość ruchu zadajnika i podawana do jednostki wykonawczej - manipulatora, jako sygnał sterujący. Najistotniejszą wadą tej metody jest kontynuacja ruchu serwonapędu z ostatnio zadaną prędkością w przypadku zerwania komunikacji z napędem danej osi manipulatora. Rozwiązania takiego nie powinno się zatem stosować w systemie, od którego wymaga się wysokiego poziomu bezpieczeństwa funkcjonalnego, chyba, że zastosuje się dodatkowe zabezpieczenia na wypadek takiej awarii. Z kolei w sterowaniu położeniowym niebezpieczeństwo takie nie występuje, gdyż w przypadku przerwania komunikacji ruch jest zatrzymany na ostatnio zadanej pozycji. Podstawową wadą jest jednak niestabilny ruch w przypadku zastosowania rozproszonych napędów, spowodowany niską częstotliwością zadawania pozycji, co może prowadzić do nierównomiernej pracy poszczególnych napędów i drgań całego układu robota. Zbiorczo wady i zalety tych metod przedstawiono w tabeli 3. Rozwiązaniem tych problemów może być zastosowanie sterowania w przestrzeni pozycja- prędkość-czas lub pozycja-czas, gdzie wyznacza się gładką trajektorię ruchu pomiędzy zadanymi pozycjami.

Tabela 3. Porównanie metod sterowania nadążnego.

Metoda sterowania	Prędkościowe	Położeniowe	Sterowanie pozycyjno-prędkościowe względem czasu (PVT)
Wady	<ul style="list-style-type: none"> • niska dokładność odwzorowania ruchu • kontynuacja ruchu w przypadku zerwania komunikacji z napędem • nieczułość na niewielkie przemieszczenia 	<ul style="list-style-type: none"> • niezbędna wysoka częstotliwość zadawania pozycji • niestabilny ruch prowadzący do drgań manipulatora 	<ul style="list-style-type: none"> • wyższy koszt serwonapędów
Zalety	<ul style="list-style-type: none"> • gładki, płynny ruch 	<ul style="list-style-type: none"> • konieczność zadawania jedynie kolejnych pozycji 	<ul style="list-style-type: none"> • płynny ruch • wysoka dokładność odwzorowania ruchu • zatrzymanie ruchu w przypadku przerwania komunikacji z napędem • generator trajektorii ruchu zaimplementowany w sterowniku napędu

Dodatkowym, najważniejszym czynnikiem wpływającym na bezpieczeństwo funkcjonalne robota jest struktura redundancji torów obliczeniowych i pomiarowych systemu sterowania. Struktura ta powinna być tak dobrana aby odpowiednie metody autodiagnostyki, analizy poszczególnych sygnałów awarii i redundancji mogły posłużyć do jak najszybszego wykrycia wszystkich potencjalnych uszkodzeń w celu zatrzymania pracy robota i w ten sposób do przekwalifikowania uszkodzenia niebezpiecznego na bezpieczne. Przyjęto zatem założenie, że uszkodzenie odpowiednio wcześniej zdiagnozowane, którego efektem jest zatrzymanie robota, jest bezpieczne, gdyż wtedy operacja jest kontynuowana ręcznie przez chirurga. Należy tu zaznaczyć, że sytuacje takie mają wielokrotnie miejsce z przyczyn medycznych. Przyjmując to założenie opracowano redundantny system sterowania telemanipulatora chirurgicznego o odpowiednio wysokim poziomie nienaruszalności bezpieczeństwa pracy. Schemat tego systemu przedstawiono na rysunku 2.

Zadaniem głównego toru pomiarowego jest odczyt położenia z zadajnika i przeliczenie go na położenia przegubowe manipulatora chirurgicznego. W tym samym czasie te same obliczenia (na podstawie niezależnych czujników położenia) są wykonywane w drugim torze pomiarowym i porównywane ze zdublowanymi czujnikami położenia umieszczonymi na robocie. Jeśli w trakcie pracy wystąpi różnica pomiędzy wartościami wyznaczonymi w obu torach to praca robota jest zatrzymywana, oznaczając awarię czujników lub awarię w torze obliczeniowym układu pomiarowo-sterującego. Taki sposób weryfikacji poprawności pracy można by nazwać redundancją zbiorczą. Takie rozwiązanie utrudnia jednak dokładne ustalenie miejsca uszkodzenia. W przypadku gdy oba tory obliczeniowe mogą weryfikować obliczenia pomiędzy sobą mówimy o redundancji szczegółowej. Niewątpliwą zaletą takiego rozwiązania jest szybsza reakcja na wykryte uszkodzenia. Porównanie obu struktur redundancji przedstawiono w tabeli 4.

W robocie RobIn Heart 3 oraz RobIn Heart Vision zarówno w torze pomiaru położenia zadajnika, jaki i torze pomiarowym manipulatora chirurgicznego zastosowane zostały redundantne układy pomiarowe oparte na optycznych czujnikach przyrostowych (główny tor pomiarowy) oraz na czujnikach absolutnych wykorzystujących szeregowy interfejs BiSS lub SSI (tor redundantny).

Tabela 4. Porównanie redundancji zbiorczej i szczegółowej.

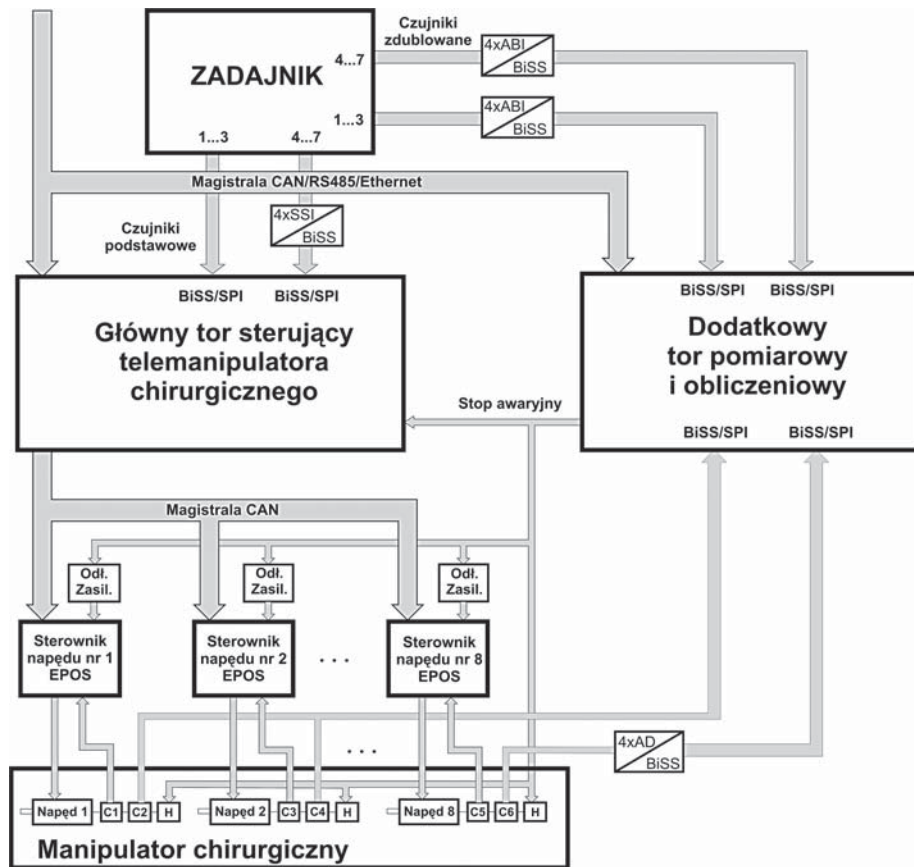
Struktura redundancji	Redundancja zbiorcza całego toru sterowania	Redundancja szczegółowa każdego toru elementu kontrolno-pomiarowego
Wady	<ul style="list-style-type: none"> duże opóźnienia w reakcji na uszkodzenia ograniczona zdolność autodiagnostyki systemu (przyczynę awarii trudniej ustalić) 	<ul style="list-style-type: none"> wyższa złożoność systemu sterowania (większa liczba połączeń) wyższy stopień złożoności oprogramowania większa ilość danych do przysyłania pomiędzy redundantnymi torami sterowania
Zalety	<ul style="list-style-type: none"> duża niezależność obydwu torów sterująco-pomiarowych 	<ul style="list-style-type: none"> możliwość autodiagnostyki systemu - szybsze usuwanie awarii przez serwis szybsze zatrzymanie pracy w razie awarii możliwość pracy przy częściowej awarii

Z punktu widzenia oprogramowania wykorzystane zostaną następujące metody w celu osiągnięcia właściwego poziomu bezpieczeństwa:

- zastosowanie redundancji na różnych poziomach oprogramowania,
- wykorzystanie autodiagnostyki,
- analiza logiczna i czasowa przebiegu realizacji programu w czasie rzeczywistym,
- testowanie poszczególnych modułów programu z wykorzystaniem metod inżynierii oprogramowania.

Wnioski

W pracy przedstawiono strukturę systemu sterowania dla telemanipulatora chirurgicznego o wysokim poziomie nienaruszalności bezpieczeństwa pracy. Przeanalizowano możliwe wybory dotyczące struktury sprzętowej systemu, struktury redundancji torów pomiarowych i sterujących oraz wybrane algorytmy sterowania nadążnego telemanipulatora. Przyjęta struktura systemu sterowania minimalizuje prawdopodobieństwo wystąpienia uszkodzenia niebezpiecznego poprzez szybkie zatrzymanie robota i przekwalifikowanie uszkodzeń niebezpiecznych na bezpieczne.



Rys. 2 Redundantna struktura systemu sterowania telemanipulatora kardiochirurgicznego.

Dzięki przedstawionemu w pracy podejściu, polegającym na przekwalifikowaniu uszkodzeń niebezpiecznych na bezpieczne możliwe jest opracowanie układu sterowania, układów napędowych oraz opracowanie oprogramowania o poziomie nienaruszalności bezpieczeństwa znacznie wyższym niż w robotach przemysłowych. Dalsze prace polegać będą na doskonaleniu oprogramowania oraz na opracowaniu odpowiednich algorytmów autodiagnostyki i wykrywania wszystkich możliwych uszkodzeń. W pierwszej wersji planuje się budowę układu sterowania w oparciu o komputer przemysłowy, a w wersji docelowej w oparciu o system mikroprocesorowy.

Bardzo istotną częścią pracy, która została jeszcze do wykonania jest opracowanie algorytmów oceny poziomu nienaruszalności bezpieczeństwa. Metody obliczeniowe będą nieco zbliżone do tych stosowanych podczas oceny niezawodności, ale wykorzystujące dodatkowo informacje o prawdopodobieństwie wykrycia awarii, prawdopodobieństwie wystąpienia jednocześnie kilku awarii i o stopniu zagrożenia wynikającym z danej awarii.

Podziękowania

Praca naukowa finansowana ze środków Ministra Nauki i Informatyzacji, wykonana w ramach realizacji Programu Wieloletniego pn. Doskonalenie systemów rozwoju innowacyjności w produkcji i eksploatacji w latach 2004-2008 oraz finansowana ze środków na naukę w latach 2003-2007 jako projekty badawcze 4T07D01330, 4T07D01329, 4 T07D 031 26, 5T07D 026 25.

Autorzy pragną bardzo podziękować dr Zbigniewowi Nawrat, Pawłowi Kostce, Jackowi Teodorczykowi, Jakubowi Janiakowi, Piotrowi Wróblewskiemu i wszystkim pozostałym kolegom z FRK i IOiTBM PŁ za współpracę w pracach badawczych opisanych w tym artykule.

Bibliografia:

- 1 Missala T., Robot jako system związany z bezpieczeństwem. Materiały VIII KKR, Polanica Zdrój, Politechnika Wrocławska, 2004 r.
- 2 Tou J., Highly redundand sensing in robotic systems, Berlin Springer, C1990.
- 3 Bowling A. i inni, Modular redundand manipulator design for dynamic performance, 13th CISM - IFToMM Symposium on Theory and Practice of Robots and Manipulator, Paris, France, July 1998.
- 4 Kahatib O., Motion and force control of robot manipulators, Proc. IEEE Int. Conf. Robotic and Automation 1986.
- 5 Dombre E. i inni, Intrinsically safe active robotic systems for medical applications, Proc. 1st IARP - IEEE/RAS Joint Worksop on Technical Callenges for Dependable for Dependable Robots in Human Environments, Seoul, May 21-22, 2001r.