



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



PKO BANK POLSKI

Wydanie książki w części sponsorował również bank PKO BP SA

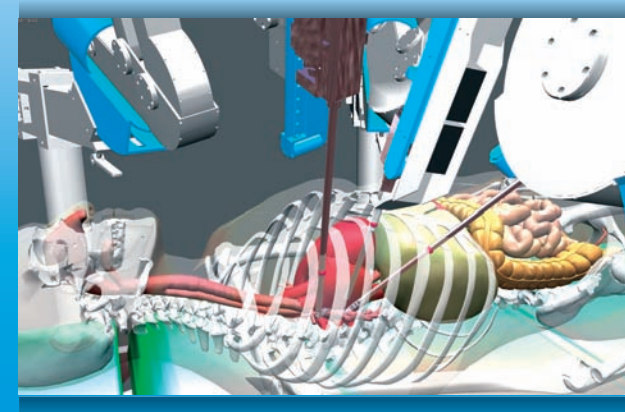
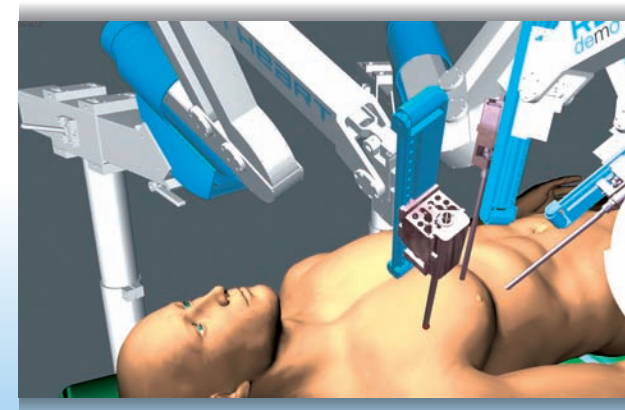


ROBOTY MEDYCZNE 1 / MEDICAL ROBOTS 1

ROBOTY MEDYCZNE

1

MEDICAL ROBOTS



Pod redakcją Zbigniewa Nawrata

Zabrze 2007

ROBOTY MEDYCZNE

1

MEDICAL ROBOTS

Pod redakcją Zbigniewa Nawrata

*Książkę dedykuję profesorowi
Zbigniewowi Relidze*

Zabrze 2007

Spis treści

Zakład Robin Heart Service 2005-2007	8
EQUAL Community Initiative – short introduction	11
Program Inicjatywy Wspólnotowej EQUAL – krótkie wprowadzenie	11
Medical robotics 2007 – trends & short review	13
The medical robots.	20
Konferencja „Roboty medyczne’2007”, Zabrze 7 XII 2007	30
Research On Medical Robots At Calabria University.	41
Biomechanical functional resemblance o the Kaiserslautern robot ROMAN to men - initial results of robot-human interaction.	67
Robin Heart Vision – telemanipulator toru endoskopowego.	79
Robion Heart Vision – The Robotic Holder For Endoscopic Camera	79
Robot na sali operacyjnej – konstrukcja i analiza funkcjonalna sposobu mocowania ramienia Robin Heart Vision do stołu operacyjnego.	91
Robin Heart Shell – konsola sterowania robotem chirurgicznym Robin Heart	99
Robin Heart Shell - the control console of surgical robot Robin Heart	99
Zastosowanie Techniki Cyfrowej Rejestracji Optycznej do Określenia Wielkości Kinematycznych Telemanipulatora Robin Heart Vision	109
Simulation Of The Master - Slave System RobIn Heart: Kinematic Analysis, Dynamic Analysis and Bilateral Control Diagrams	117
Possibilities of virtual reality technology application for education and surgeon training.	125
Łódzkie ramię RobIn Heart 3 – tym naprawdę można pracować.	135
Nowe końcówki narzędziowe do robota RobIn Heart.	146

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 978-83-88427-71-8

New tool end-pieces in the RobIn Heart robot.	146
Analiza Systemów Pomiarowych Siły dla Narzędzi Telemanipulatorów Medycznych.	152
Serwomechanizm o dwóch stopniach swobody z ciernym przeniesieniem napędu.	160
RENUS-1 System mechatroniczny do wspomaganie rehabilitacji ruchowej osób po udarach mózgu lub schorzeniach ortopedycznych.	167
RENUS-1 Mechatronics Active Rehabilitation Assistance System for Stroke or Orthopedic Patients.	167
Urządzenie PASTER do aktywnej i pasywnej rehabilitacji mięśni i stawów kończyn górnych lub dolnych	174
Bezprzewodowa, asynchroniczna transmisja danych pomiędzy wieloma węzłami systemu oparta o wykorzystanie grupy pikosieci standardu Bluetooth na przykładzie zastosowania w systemie rehabilitacji kardiologicznej PELETON Plus	178
„Bioniczny hexapod w transporcie osób niepełnosprawnych”	185

Drogi Czytelniku,

oddaję w Twoje ręce książkę ważną dla mnie i dla coraz szerszej grupy naukowców, studentów interesujących się rozwojem inżynieryjnego zaplecza medycyny. Jest to pierwsza w Polsce monografia poświęcona robotyce medycznej. Książka jest pracą zbiorową ukazującą spektrum polskiej aktywności w zakresie robotyki medycznej i w pewnym sensie podręcznikiem, gdyż została wzbogacona o rozdziały wprowadzające do tej nowej, multidyscyplinarnej dziedziny. Książka powstała na kanwie prac przedstawionych 7 grudnia 2007 w czasie Międzynarodowej Konferencji Roboty Medyczne 2007, już piątej konferencji poświęconej robotyce organizowanej w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze.

Zdecydowałem, że nasza książka będzie dwujęzyczna, dokładnie tak jak nasze spotkanie. Zawiera zarówno profesjonalne prace naukowe, jak i prace studenckie. Książka nie oddaje w pełni atmosfery naszych spotkań, gdyż nie mogłem w niej zawrzeć żaru dyskusji podczas testów robotów, które są standardem stworzonym przez nasze konferencje. W czasie naszej konferencji spotykają się przedstawiciele różnych specjalności naukowych, lekarzy, biologów, inżynierów. Ludzie różnego wieku i różnej narodowości. Jedno nas jednak łączy: troska o chorego człowieka, pomoc lekarzowi i jego pacjentowi. Osoby zainteresowane głęboko opisanymi w niej zagadnieniami zapraszam po prostu w grudniu każdego roku do Zabrze. Informacje można znaleźć na www.frk.pl i www.robinheart.pl.

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 nadzieję, 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 nadzieję, że znajdziesz sporo wiedzy z unikalnych dziedzin nauki i techniki, ale przede wszystkim inspirację i wiarę w sens wspólnych działań multidyscyplinarnych zespołów badawczych tworzących współczesne instrumentarium medycyny.

Książkę, którą trzymasz Czytelniku w dłoni dedykuję profesorowi Zbigniewowi Relidze: Mistrzowi nie tylko całej Nowej Szkoły Kardiochirurgii w Polsce

ale także Człowiekowi, Lekarzowi, Szefowi, który jak nikt utorował drogę współpracy pomiędzy specjalistami tak niegdyś odległych dziedzin techniki i medycyny. Interdyscyplinarny zespół przez niego stworzony i prowadzony wdraża nowe urządzenia do praktyki klinicznej stojąc ramieniem a lekarzami przy pacjentach.

Sztuczne serce, protezy zastawek serca, biomateriały, nowoczesne systemy doradcze a obecnie roboty i inne innowacyjne narzędzia chirurga są wynikiem prac prowadzonych przez stworzoną przez niego Fundację Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze. W Zabrze, w którym dokonał przełomu w polskiej medycynie wykonując pierwszy udany przeszczep serca.

Autoritet Profesora i jego zespołu, otwarta akcja promocyjna oraz wdrażanie do pracy nad robotem Robin Heart jak najszerszej grupy studentów i młodych naukowców były iskrą która spowodowała rozwój zainteresowania robotami medycznymi na polskich uczelniach. Obecnie na wielu uczelniach technicznych i medycznych w Polsce powstają Zakłady, Katedry specjalizujące się w tej dziedzinie i prowadzące odpowiednie zajęcia za studentami. Wszystko to otwiera wielką szansę na rozwój robotyki medycznej w Polsce, a wszystko zaczęło się od rozmowy fizyka (Zbigniew Nawrat (ZN)) i lekarza (Zbigniew Religa (ZR)):

ZN. Nazwiemy go Robin Heart Profesorze!

ZR. OK. A kiedy będę nim mógł operować?

Dear Reader,

I present You with the book, which is important both for me and the wide group of scientists and students interested in the development of engineer background of medicine. This is the first monograph in Poland connected with medical robotics. This book is a collective work including the spectrum of polish activities in the range of medical robotics and in a certain sense ... is a kind of handbook, because some additional chapters for this new domain introduction was added. Mentioned book bases on the articles presented on International Conference – Medical Robots 2007, which was held 7th December 2007 as a 5th annual conference in the Foundation of Cardiac Surgery Development, Zabrze, Poland.

According to my decision, our book is bilingual, exactly the same like our meeting. It contains both professional-scientist and students works. The book can not express the atmosphere of conference days fully, because I could not include in this edition the enthusiasm of hot discussions during presented robots tests, which have become the standard created by our conference. It is the common platform for representatives of different research specializations,

physicians, biologists and engineers. People of different age and nationality. One is common: the care of seek patient by supporting both him and his doctor. Using this way I warmly invite all persons interested in presented here topics to participate in this event organized annually in December in Zabrze. All information can be found on www.frk.pl and www.robinheart.pl

We are going toward creation the structure for production of medical robots in Poland, based on the Robin Heart project. The period of financial support of undertaking called Robin Heart Service by the program of Initiative community EQUAL - European Social Fund (ESF) has just been finished. I hope, that this first in Poland medical robotics plant will be transformed into company servicing polish robots Robin Heart mass produced soon. Thanks to EQUAL project we gathered new specialists and widened our team as well as supported also this book publishing. Book, where I hope You find, Dear Reader much knowledge from unique fields of science and techniques but first of all It will give the inspiration and belief in the sense of common actions of multidisciplinary research groups, creating contemporary medicine instrumentation.

The book, which You hold in hand I dedicate to Professor Zbigniew Religa: the Master not only of whole New School of Cardiac surgery in Poland but also the Personality, Physician and the Boss, who as nobody else paved the way and built the bridges between specialists of medicine and technique. Created by him interdisciplinary team puts into clinical practice new medical devices supporting patient's life. Ventricular assist device, heart valves prostheses, biomaterials, modern advisory systems and currently surgery robots are the results of the project led in Zabrze, by created by him Foundation of Cardiac Surgery Development. In Zabrze, where He carried out the first heart transplantation – mile stone and breakthrough of polish medicine.

Authority of Professor and his team and open 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 this disciplines. Now there is a enormous and encouraging perspective for the development of surgical robotics in Poland – while all began from the short conversation between physics (dr Zbigniew Nawrat (ZN)) and famous cardiac surgeon (prof. Zbigniew Religa (ZR)):

ZN: We call it Robin Heart, Professor !

ZR: OK! When will I be able to operate with it?

Zakład Robin Heart Service 2005-2007

Zbigniew Nawrat

Rynek telemanipulatorów medycznych stosowanych w kardiochirurgii rozwija się bardzo dynamicznie. Zapotrzebowanie na te nowoczesne narzędzia chirurgii jest coraz większe ponieważ ich stosowanie zwiększa precyzję operowania i pozwala na wykonywanie zabiegu w sposób mniej inwazyjny – ogranicza uraz okołoperacyjny. Dotychczas tylko około 30% z szacowanego liczby 8 mln wykonuje się stosując metody mniej inwazyjne. Amerykańska firma MedMarket Dilligence analizująca trendy w przemyśle medycznym prognozuje, że po 2009 r. światowy rynek robotyki chirurgicznej będzie rósł w tempie 30-45% rocznie. UNECE, specjalistyczna agenda ONZ, szacowała, że obecnie do szpitali na świecie trafi blisko 2 tys robotów służących do operowania pacjentów. Rynek związany z wideochirurgią w USA (image guided surgery (IGS) market) w 2005 wyceniano na 115 mln dolarów. Do dzisiaj w zasadzie jedyna licząca się w tej branży firma amerykańska Intuitive Surgical zainstalowała w klinikach około 700 robotów „do operowania” da Vinci i ponad tysiąc zrobotyzowanych kamer endoskopowych AESOP. Zgodnie z polityką Unii Europejskiej mają tu powstawać firmy, które mogą rywalizować z innowacyjnością z amerykańskimi przedsiębiorstwami. Polski robot Robin Heart jest obiecującym europejskim konkurentem, obecnie w fazie prototypowej. Wprowadzenie tych nowych narzędzi do klinik powoduje potrzebę rozbudowę zaplecza badawczego oraz treningowego; szkolenia chirurgów. Mamy w tej dziedzinie również unikalne doświadczenia od kilku lat prowadząc warsztaty chirurgiczne dla studentów i młodych lekarzy. Efekty prac naukowych i konstrukcyjnych są wdrażane klinicznie i produkowane. Fundacja może prowadzić działalność gospodarczą bezpośrednio lub poprzez wyodrębnione zakłady gospodarcze. Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii prowadzi działalność związaną z ochroną ludzkiego zdrowia oraz produkcja sprzętu medycznego i chirurgicznego, instrumentów i przyrządów pomiarowych, kontrolnych lub badawczych, jak również prowadzenie prac badawczo-rozwojowych w dziedzinie nauk medycznych, biologicznych, matematyczno-fizycznych, chemicznych i technicznych. We wrześniu 2005 r. został uruchomiony wydzielony Zakład Robin Heart Service, dla wdrożenia produkcji robotów chirurgicznych i nowoczesnych narzędzi chirurgii mniej inwazyjnej. Celem badań rozwojowych jest wdrożenie kliniczne robota, który mógł być swobodnie wykorzystywany w szerokim zakresie operacji laparoskopowych i torakospowych. Prowadzone są również badania związane z wprowadzeniem zunifikowanego systemu sterowania na sali operacyjnym obejmującym w pierwszym etapie zrobotyzowany system endowizyjny i stół operacyjny.

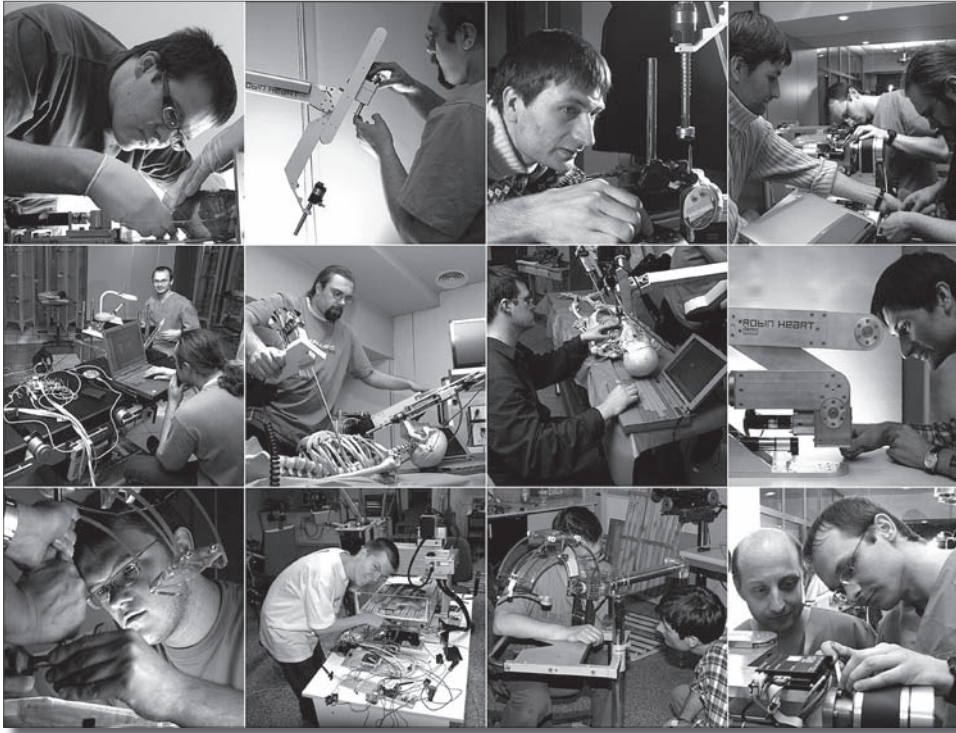
Nasz główny partner - FAMED jest doświadczonym producentem sprzętu medycznego w tym stołów operacyjnych, zna rynek, posiada technologie wykonawcze produktów medycznych. Zgodnie z planem przyjętym rozwoju pierwszy wdrożony będzie system sterowania kamerą endoskopową. będą potrzebne w tysiącach klinik akademickich i prywatnych na świecie. Obecnie jest kilkaset zrobotyzowanych sal chirurgicznych na świecie, ale liczba zrobotyzowanych stołów endoskopowych przekracza tysiąc.

Zakład Robin Heart Service zajmuje się przeprowadzeniem polskiego robota przez najtrudniejszy okres: od prototypu do produktu. Prototyp udało się zbudować kosztem 1,5 mln zł dzięki pomocy sponsorów oraz grantowi Komitetu Badań Naukowych.

Zakład Robin Heart Service powstał w oparciu o projekt: „Wirtualny Inkubator Gospodarki Społecznej - model funkcjonowania w sieci współpracy”, finansowany z środków Unii Europejskiej w ramach PIW Equal oraz budżetu rządu RP (380 tys zł). Otwarcie Zakładu możliwe było również dzięki wsparciu finansowemu Górnośląskiego Zakładu Elektroenergetycznego SA w Gliwicach i firmy Vattenfall, których pomoc bardzo sobie cenimy. Specjalne podziękowania kierujemy w stronę Törbjorna Wahlborga i Barbary Ryszki (Górnośląski Zakład Elektroenergetyczny, Vattenfall) oraz Tadeusza Durczoka (Wirtualny Inkubator Gospodarki Społecznej), którzy dostrzegli w projekcie Fundacji nowe szanse rozwoju regionu, utworzenia nowych miejsc pracy i współuczestnictwa w rozwoju najnowocześniejszych technologii dla medycyny.

Na zakończenie o ludziach. Zakład liczy 5 osób. Arkadiusz Kandora, Paweł Kostka, Wojciech Sadowski, Kamil Rohr, Wojciech Dybka, Piotr Kurtok, współpracowali z nami technik Marek Jarmoliński (z Powiatowego Urzędu Pracy w Zabrze) i wolontariusz Piotr Wojtaszczyk i Tomasz Szwed (student Politechniki Śląskiej). Każdy z nich to inna historia. Paweł doświadczony mój współpracownik i przyjaciel, od początku w projekcie. Arek - to były mój student, pisał pracę magisterską z robotów, Wojtek S. był dwa lata bezrobotny, Wojtek D. zaś pracował m.in. w bankrutującej firmie produkującej polskie samoloty. Kamil i Tomek to byli zdolni studenci. Kamil wdrożył się zarówno do prac konstrukcyjnych (elektronika) jaki i naukowych (wygłosił już kilka prac na konferencjach). Tomek wybrał pracę bliżej miejsca zamieszkania. Marek też znalazł inną pracę. Złożyli i rozebrali roboty kilkadziesiąt razy, konstruowali własne modele robota i narzędzi, organizowali stanowiska na warsztaty chirurgiczne i targi. Wciągali następnych w piękna dziedzinę robotyki medycznej. Wszyscy nauczyliśmy się bardzo wiele. Wszystkich łączy trzy sprawy: niezwykle umiejętności i chęć do nauki oraz przede wszystkim pasja - ludzi o takim charakterze pewnie Kolumb wybrał do wyprawy do Ameryki. Szacunek i dzięki koledzy!

Zbigniew Nawrat



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

Program Inicjatywy Wspólnotowej EQUAL – krótkie wprowadzenie

Streszczenie:

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. 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”).

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 Kardiologii.

Opracowane przez: Tadeusz Durczok, Dorota Krawczewska, Maria Marszałek

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.

Medical robotics 2007 – trends & short review

Zbigniew Nawrat

Motto:

"First, when you have a good idea, you may develop it, but it's not enough to have a good idea. You have to find the industry to develop these ideas, and it requires a lot of continuous effort on the part of the one who has had the idea. Continuous effort, years and years and years. And second, of course the idea has to work." A. Carpentier (a pioneer of mitral-valve surgery) said [1].

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. According to the Robot Institute of USA, a robot is "a programmable multifunctional manipulator designed to move materials, parts, tools, or specialized devices through variable programmed motions for the performance of a variety of tasks." A slightly simpler definition is, "Robotics is the intelligent connection of perception to action." [2].

Currently among many types of robots 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.

Rehabilitation robotics is concerned with aids to help people who have manipulative disabilities and raises the important issue of robots interacting directly with people. A typical application would involve a robot arm attached to a wheelchair or to furniture within the working area, which would enable the person to eat and drink, to work or study, or to exercise. One of commercially available in long term trials with disabled users is RAID (robot for assisting the integration of the disabled designed by Oxford Intelligent Machines Ltd, costs about pounds sterling 50000). A robotic elderly assistance project example is RoboChair, which enables the elderly and disabled to gain necessary mobility to live independently and improve their quality of life in society.

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. The mobile robot (left) can roll to a patient's bedside and enable two-way, real time communication between a physician and a patient, patient's family, other physicians and nurses. Many physicians now use a remotely controlled robot with a built-in video conference system to provide medical care. A tech startup based in Santa Barbara, California has developed the RP-7 Remote Presence Robotic System that allows professionals in the healthcare community to consult with hospital-based patients and healthcare staff in a more rapid and efficient manner, thus improving hospital throughput, physician efficiency and providing high quality care. When combined with the RP-7 Robot's pan-tilt-zoom (PTZ) head and Holonomic mobility base, and modern telecommunications technology (Internet and 802.11 wireless), a physician can now project his/herself to another location to move around, see, hear, talk and interact as though they were actually there. RP 7 is currently More often used, doctors visit bedside via robot (100 devices, 60 hospitals)[3]. Researchers with the MBDS Innovation Services at the University of Nice Sophia Antipolis recently completed the first phase of a project to create a robot assistant for people who have reduced mobility or who live alone. The idea surrounding RoboDOMO is to furnish an instrument that can provide around the clock video monitoring and medico-technical assistance for older or disabled people to improve their ability to live alone [4].

Telerobotics could be used in situations that are inaccessible to a particular skilled surgeon--for example, on a battlefield, in space, or under the sea. In September 2001, doctors in the U.S. successfully removed a gall bladder from a patient in eastern France using ZEUS robot. Telesurgery is expected to become more mainstream over the next couple of decades and be completely automated within 40 to 50 years [5].

Regarding **clinical applications**, we envisage that almost all surgery can and will be performed by robotic surgery in the future. For that to happen, the following systems should be developed further: (i) an image-guided surgical

assistant system, (ii) smaller sized forceps for robots, (iii) capsule endoscopic surgery and (iv) a surgical robotic system.

Robotic surgery was born out of microsurgery and endoscopic experience. They have three main advantages over humans: greater three dimensional spatial accuracy, are more reliable, produce more repeatable outcomes and can achieve much greater precision. And minimal dimensions. A robotic device can be designed in an intrinsically safe way, now it means that safety can be increased by making it passive, guided at all times by a surgeon. Nevertheless, some of the most promising developments may come from robots that are active (monitored rather than controlled by the surgeon) and not limited to intrinsically safe motion.

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.

Intuitive's da Vinci system is therefore the only surgical telemanipulator that is currently clinically being used. The **acceptance of the system not increases [6]**.

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 [6].

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. Evolution of adjunctive devices and techniques will also improve access to, and workspace in, confined intra-cardiac operations. 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 need 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.

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 (using our Robin Heart robot) less invasive procedures to implant pumps and valve.

Robots will be used for implantation the micro and nano medical devices.. Nanoparticle encapsulation is being investigated for the treatment. Nanomaterials and nanotechnology fabrication techniques are being investigated as tissue regeneration scaffolds. The ultimate goal is to grow large complex organs. Commercially viable solutions are thought to be 5 to 10 years away, given the scientific challenges related to a better understanding of molecular/cell biology and fabrication methods for producing large threedimensional scaffolds. Nanostructures are promising for temporary implants, e.g. that biodegrade and do not have to be removed in a subsequent operation. Research is also being done on a flexible nanofiber membrane mesh that can be applied to heart tissue in open-heart surgery. The mesh can be infused with antibiotics, painkillers and medicines in small quantities and directly applied to internal tissues [7]. Robots creates possibilities to repair the heart or another organs using bio or nanotechnology in mini invasive methods.

The **micromachines**, could be the manmade white cell of the future, instructed to seek out and destroy specific molecules or tissue. Researchers at the Swiss Federal Institute of Technology believe it may be possible to inject nano-scale robot “soldiers” into the bloodstream to seek out and destroy diseases. These researchers have created a nano-scale robot that is six times smaller than an amoeba and weighs no more than a few hundred nanograms. While their medical use is decades away, such devices could eliminate the need for harmful drugs [8]. Robotics is a technology now at a point where its scope is dramatically expanding. 21st century robotic machines will be used in all areas of modern life in the form of surgical devices, machines to explore space and conduct hazardous tasks on earth, robot assistants in the home or work place and the most exciting toys and entertainment devices child-kind has ever

seen. The major challenge for the 21st century is to develop robotic systems that can sense and interact with the human world in a wide variety of useful ways [9]. Europe is a major user of industrial robots. Industrial robotics market has experienced a steady growth over the last decade and about 30,000 new units are installed each year in Europe. Some 220 companies (70% are new start-ups) develop and distribute service robots - forming a new innovation-driven, high added value industry. [<http://www.roboticsplatform.com/>]. The rapid increase of the aged population and soaring healthcare costs are serious problems faced by today's society. Information technology is being applied to home health services, e.g., patient education, remote medical consultation, and clinical recording. The healthcare robotics applications range from surgery, such as image-guided surgery, minimal invasive surgery (MIS), and telesurgery, to a variety of home healthcare services, including remote health monitoring, telenursing, mobility assistance and rehabilitation. A robot system used advanced sensors and actuators, wireless devices, and their miniaturisation and integration are key enabling technologies for healthcare innovation. The robots can also be used for surgical teaching and even videoconferencing. Medicine needs new technology and ... pay for it. Cardiovascular disease is a leading cause of death in Europe and worldwide. European market for cardiac surgery devices was valued in excess of \$400 million in 2006 and is estimated to grow significantly over the next five years [10].

Responsible for more than 1.95 million deaths annually, coronary heart disease (CHD) is the most common cause of death in Europe. Less-invasive methods for managing CHD include transcatheter intracoronary diagnostic techniques and minimally invasive cardiac surgery techniques (such as "off-pump" coronary artery bypass, robotic-assisted coronary artery bypass, and cardiac valve repair). In Europe, the number of patients undergoing these less-invasive procedures is expected to increase steadily for the foreseeable future due to a combination of factors including the aging of the population in the region and the growing prevalence of cardiovascular disease, diabetes, and obesity.

Sales of minimally invasive cardiac surgery devices in Europe reached approximately \$81.8 million in 2005; growing at a brisk compound annual rate of 14.0%, sales of these products are projected to climb to \$179.2 million in the region in the year 2011 (report from Medtech Insight [11]).

In 2005, the US image guided surgery (IGS) market—consisting of image-based and kinematic navigation systems used for neurology, ear, nose, and throat (ENT), spine, hip, knee, and anterior cruciate ligament (ACL) procedures—was valued at over \$115 million [12]. Efficiency and development of robots usage fields requires searching for the most optimal 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

The education and training influences the achievement of success. Next point is cost effectiveness. The investment and maintenance costs still represent the major problem of the da Vinci robot working in about 300 hospitals worldwide. Due to the high cost of robotically assisted procedure the one of the pioneering center in Dresden – resigned from continuing da Vinci usage in cardio-surgery practice (The R.Cichoń communication during Medical Robotics 2006 Conference in Zabrze, Dec.2006)

The da Vinci's robotic surgical instruments have a fixed usage life of 10 procedures per instrument. An average operation uses up \$1,500 in consumable tools. Da Vinci lists for \$1.3 million, and IS economist estimates that high-volume hospitals will spend another \$525,000 per year for service contracts and parts for the three units [13]. But several authors informs that robotic technology did not significantly increase total hospital cost in summary. Furthermore, other benefits, such as improvement in postoperative quality of life and more expeditious return to work may make a robotic approach cost-effective.

To make **robotically-assisted life** wider acceptable the usage of robots have to be more easier and more attractive for the people. It seems attainable in near future - if only monopolistic and conservative tendencies commercial firms will not take above spirit of inventiveness and spontaneous interest which we can observe in many scientific centers in Europe.

Currently, robotics technology is on the development stage, where its scope is dramatically expanding. If You doubt – please look on website when you can find information about over 200 robots – mainly prototypes.

<http://www.ma.uni-heidelberg.de/apps/ortho/meroda/robdat.php>

MERODA is a scientific MEDical RObotics DATabase. It contains information on medical **robots** and links to the developing groups, institutes and companies. MERODA has been set up by the Laboratory for Biomechanics and experimental Orthopaedics Mannheim, Germany and the Institute for Computational Medicine Mannheim, Germany.

I prepared based on MERODA short resume about medical robotics worlds project.

The medical robots.

General surgery

ACTIVE TROKAR - Department of Mechano-Informatics, University of Tokyo Japan (Tokyo). The 6 DOF manipulator for endoscopic interventions tested on a pig.

<http://www.ynl.t.u-tokyo.ac.jp/index.html>

AKTORMED - Arbeitsgruppe MITI Germany (Muenchen). The 3 DOF articulated arm with hydraulic actuation experimental setup. <http://www.aktormed.com>

ARTEMIS - Institut für angewandte Informatik, Forschungszentrum Karlsruhe Germany (Karlsruhe) The 6 DOF, tele surgery, serial kinematics, master-slave system, experimental setup.

<http://www.iai.fzk.de/projekte/medrob/artemis/welcome.html>

BBA - Robarts Research Institute Canada (London/Ontario). The system provides 3 DOF on a Cartesian stage for breast biopsy under ultrasonic control, animal trials.

<http://www.imaging.robarts.ca/~kath/>

BLACK FALCON – MIT USA (Cambridge, Mass). The 4 DOF robot for laparoscopic interventions, experimental setup. <http://www.ai.mit.edu/people/madhani/robots.html>

BLUEDRAGON – Brown Biorobotics Laboratory, University of Washington USA (Seattle). The 4-DOF robot for endoscopic surgery, parallelogram kinematics, experimental setup.

http://brl.ce.washington.edu/Research_Active/Surgery/Device_BlueDRAGON/BlueDRAGON.html

B-ROB1 - Austrian Research Center Austria (Seibersdorf). The 7-DOF robot for biopsy under CT control, experimental setup. <http://www.arcs.ac.at>

B-ROB2 - Austrian Research Center Austria (Seibersdorf). The 4-DOF robot for biopsy under CT control, experimental setup. <http://www.arcs.ac.at>

CT-Bot - Equipe AVR; LSIIIT, University Louis Pasteur, France (Strasbourg). The 5+2-DOF robot for biopsy under CT control, experimental setup. <http://hp2gra.u-strasbg.fr/>

D2M2 – LIRMM France (Montpellier). The 6-DOF robot for endoscopic surgery, based on SCARA-Arm, experimental setup.

Da VINCI - Intuitive Surgical Ltd. USA (Sunnyvale, CA). The 6-DOF master-slave system, robot for endoscopic surgery, SCARA kinematics, commercial (over 700), clinically used.

<http://www.intuitivesurgical.com>

ENDOBOT - Department of Electrical, Computer, and Systems Engineering, Rensselaer Polytechnic Institute USA (Troy, NY), Two units with 4 DOF each, robot for endoscopic surgery, remote controlled and autonomous (e.g. suturing). <http://www.cats.rpi.edu/%7Ewenj/surgicalrobot/>

ENDOPAR - Lehrstuhl Informatik VI, TU München Germany (München). The 6-DOF robot for laparoscopic interventions, based on PUMA robots, experimental setup.

<http://atknoll1.informatik.tu-muenchen.de:8080/tum6/research/sfb453C7>

ENDOXIROB - Sinters SA. France (Montpellier). The 7-DOF robot for endoscopic surgery, master-slave system, experimental setup. <http://www.endoxirob.com>; <http://www.lirmm.fr/~michelin/>

GTSS - Green Telepresence Surgery System - Stanford research Institute USA. The 6-DOF robot for endoscopic surgery, based on SCARA-Arm, experimental setup. This system is the predecessor of the DaVinci surgical system. <http://www.sti.com>

HYPER-FINGER - Department of Micro System engineering, Nagoya University, Japan. The 7 DOF manipulator for microsurgical interventions, experimental setup.

<http://www.mech.nagoya-u.ac.jp/index-e.html>

INNOMOTION - Innomedic GmbH, Herxheim Germany (Herxheim). The system INNOMOTION is the commercial realization of the research projects MIRA and ROBITOM. The system uses a completely MR-compatible pneumatically driven 5 DOF robot with parallel kinematics to perform interventions (biopsy) during MR-imaging, commercially available. <http://www.innomedic.de>

IRASIS - University Louis Pasteur, France. The 6-DOF robot is supposed to insert a needle into a tumour in the liver under CT-control, experimental setup.

http://hp2gra.u-strasbg.fr/fr/research/med_rob/sauver.html

KIMRO - Department of mechanical Engineering, University of Oulu, Finland. This system uses a long arm made from plastics and titanium to move a needle or other surgical tools in the field of a MR-scanner in 5 DOF, experimental setup.

<http://palkki.oulu.fi/kimro> <http://konekilta.oulu.fi/kimro/>

LAPROTEK - endoVia medical USA (Norwood, MA). Commercially available system comprises a workstation with joysticks and visualization and a 4 DOF robotic device attached to the OR table. <http://endovia.millersystems.com>

LARS - CISST, Johns Hopkins University USA (Baltimore, MD). Experimentally used system based on a serial articulated arm, based on LARS have been developed PAKY, ACUBOT and Steady-Hand-Robot. <http://www.cisst.org>

LPR - (Light Puncture Robot)- Laboratoire TIMC-IMAG, La Tronche France. The 5 DOF device is set directly onto the patient's abdomen for biopsy under MRI control, experimental setup.

<http://www-timc.imag.fr/>

MARGE - LIRMM, LRP, CEA/SRSI & hospital (Paris), in the framework of ROBEA France (Montpellier). A Mitsubishi PA10 articulated arm robot used for microsurgical procedures, experimental setup <http://www.lirmm.fr/~michelin/>

MC2E - Manipulateur Compact de Chirurgie Endoscopique - Laboratoire Robotique de Paris (LRP), LIRMM, CEA France (Paris), MARGE-project and the ROBEA program. The system's base with endoscopic tool is mounted on the patient's stomach. In vivo trials on pigs are reported.

http://lrp6.robot.jussieu.fr/fra/personnel/morel/robotic_surgery.html

MICRON - Robotics Institute, Carnegie Mellon USA (Pittsburgh, PA). A hand-held three DOF manipulator to compensate tremor for the intra ocular micro surgery, experimental setup.

http://www.ri.cmu.edu/projects/project_32.html

MICROSURGICAL ASSISTANT (Steady-Hand Robot) - Computer Integrated Surgical Systems and Technology USA (Baltimore, MD). The 6 DOF for tremor compensation for micro surgery robot, based on the PAKY and LARS project, experimental setup.

<http://cisstweb.cs.jhu.edu/research/MicrosurgicalAssistant/>

MIM – Minimal Invasive Manipulator (Jaspers) - Mechanical Engineering of Delft University of Technology, Academic Medical Centre (AMC) in Amsterdam. The 7 DOF fully mechanical manipulator (parallelogram) for operating the various instruments used in keyhole surgery, experimental setup. www.amc.uva.nl

MIRA - Institut fuer angewandte Informatik, Forschungszentrum Karlsruhe Germany (Karlsruhe). The 4 DOF manipulator system can be used inside the MRI for minimal invasive interventions e.g. on the spine, experimental setup.

<http://www.iai.fzk.de/projekte/medrob/index.html#1>

MR SAM - Intelligent Systems for Medicine Laboratory, School of Mechanical Engineering, The University of Western Australia Australia (Perth). The 6-DOF parallel-kinematics (Hexaglide) for surgery procedures in open MRI. <http://www.mech.uwa.edu.au/ISML/>

OSCAR - Optimizing Strategy for Control - Forschungszentrum Karlsruhe Germany. The system uses modular mechanical parts (powercubes, Amtec Robotics GmbH, Berlin), constructed for guidance of endoscopes and biopsy needles, experimental setup.

PADEMIS (peristaltically actuated device for minimal invasive surgery) - IFaculty of Mechanical Engineering, TU Ilmenau Germany. Worm-like structure, diameter of 4 mm, providing a canal to insert endoscopic tools and miniature cameras into the operating field as well as administering drugs in situ of the surgical target, experimental setup. <http://www.maschinenbau.tu-ilmenau.de/pademis>

PADYC - Laboratoire TIMC France (Grenoble). The 6-axis SCARA-type articulated arm for pericardial punctions, experimental setup.

http://www-timc.imag.fr/Olivier.Schneider/perso/english/gb_rsp_main.html

PARADEX - Microdexterity Systems, Inc. und Sandra USA (Albuquerque, NM). The 6 DOF robot uses parallel kinematics with six parallel linear motion, experimental setup.

<http://www.sandia.gov/isrc/Paradex.html>

RAMS / AMES - NASA (Hari Das), Microdexterity (Stuart) Jet Propulsion Laboratory USA (Pasadena, CA; Albuquerque, NM). Miniaturized 6 DOF tele-manipulator with a master and a slave subsystem, programmable tools, force-feedback and tactile feedback, for laparoscopic interventions, experimental use. <http://telerobotics.jpl.nasa.gov/tasks/rams/>

ROBIN HEART - IPS Foundation of Cardiac Surgery Dev Poland (Zabrze). The 5-DOF-micromanipulator attached to a 3-DOF macro-motion stage robot for cardiac surgery, experimental setup. www.robinheart.pl

ROBITOM - Institut für angewandte Informatik, Forschungszentrum Karlsruhe Germany. The 3 DOF robot for biopsy in closed MRI, experimental setup. <http://www.innomedic.de>

ROBOTIC LASER COAGULATOR - Institute of Environmental Studies, University of Tokyo Japan. The 2-DOF, rotatoric kinematics, device combines a video endoscope, a light source, a visible laser pointer and a coagulating laser diode in a forceps, experimental use.

http://bme.pe.u-tokyo.ac.jp/index_e.html

TEC HEARTLANDER (Tethered Epicardial Crawler, project HEARTLANDER) - The Robotics Institute Carnegie Mellon University USA (Pittsburgh, PA).

The device is inserted through a small incision and moves on the heart's surface for minimally invasive cardiac surgery, experimental setup. http://www.ri.cmu.edu/projects/project_533.html

TONATIUH - Dep. de Cirug'a, Hosp. de Infectolog'a, Mexico. The 4 DOF robot-aided laparoscopic surgery using a PUMA 6000 robot, experimental use on pigs and dogs.

UMI - ATRE-Lab, University of Tokyo Japan. The 6 DOF based on PUMA-robot for tumour biopsy under ultrasonic control, experimental setup.

<http://www.atre.t.u-tokyo.ac.jp/projects/hong/index.html>

ZEUS - Intuitive Surgical Ltd. USA (Sunnyvale, CA). The 4 DOF clinically used robot for laparoscopic interventions and tele surgery (1-st via Atlantic Ocean "Lindbergh" Operation). The systems DAVINCI and ZEUS or AESOP of the recently merged companies Computer Motion and Intuitive Surgical, both USA, may be purchased <http://www.computermotion.com>

Imaging

AESOP - Intuitive Surgical Ltd. USA (Sunnyvale, CA)

The 6DOF, SCARA-type serial kinematics, clinically used (about 250 000 operation) voice controlled robotic holder for endoscopic camera currently not purchased. <http://www.intuitivesurgical.com>

ROBIN HEART VISION - IPS Foundation of Cardiac Surgery Dev Poland (Zabrze)

The youngest member of Robin Heart robots family designed as a 4 DOF robotic holder for endoscopic camera, experimental setup. www.robinheart.pl

CLEM - Compact Laparoscopic Endoscope Manipulator - Laboratoire TIMC France (Grenoble)

The 3 DOF robotic, pneumatic muscles are used as actuators, controlled by a keypad or via voice control and a foot switch, endoscopic camera guidance, pre-clinical results are reported.

<http://www-timc.imag.fr/> <http://www-timc.imag.fr/>

CROBOT ENDOCRAWLER - Computer Integrated Medical Intervention Laboratory Singapore (Singapore)

The snake-like-robot for intestine guidance of an endoscope in the gastro-intestinal tract, experimental setup, <http://mrcas.mpe.ntu.edu.sg/research/crobot/index.htm>

EDR - Department of medical Informatics Japan (Ehime). The 3-DOF hybrid-kinematics (Pantograph) robot for patient tele sonography, experimental use.

<http://www.medinfo.m.chime-u.ac.jp>

EMIL (Endoscopic Microcapsule Locomotion) - ARTS Lab, Scuola Superiore Santa Anna, Italy (Pisa)

Snake-like-robot for guidance of an endoscope, transport an endoscopic microcapsule, in the gastro-intestinal tract, experimental use.

<http://www-crim.sssup.it/research/projects/emil/default.htm>

ENDOASSIST - Armstrong Healthcare Ltd. UK (High Wycombe). Commercially available and clinically used based on a 5 axes SCARA arm system automatically controlling the camera for endoscopic operations. <http://www.armstrong-healthcare.com>

ENDOSISTA (3 DOF) - is the prototype of the ENDOASSIST system. FIPS - Forschungszentrum Karlsruhe Germany. The FIPS system provides remote controlled imaging for endoscopic operations. Controlled with a joystick 3 DOF attached to the OR table robot for endoscopic camera guidance. <http://hbksun17.fzk.de:8080/imb/de/home.html?med/systeme/fips.html-top.main>

HIPPOCRATE - France (Toulouse). The 6 DOF, serial kinematics, system for automatic guidance of the sonore <http://www.lirmm.fr/~duchemin/Hippo.htm>

HYPER ENDOSCOPE - Biomedical Micromechanics Laboratory Japan (Nagoya)

A prototype of a serpentine active endoscope. <http://www.bmse.mech.nagoya-u.ac.jp/index-e.html>

LAPARO-NAVIGATOR, NAVIOT - Biomedical Precision engineering Laboratory, University of Tokyo Japan (Tokyo). The 2 DOF, parallel kinematics, robot for automatically control an endoscope.

http://bme.pe.u-tokyo.ac.jp/index_e.html

LER - Laboratoire TIMC France (Grenoble). Controlled via a keypad or voice control 3 DOF robot positioned on the abdominal provides automatic imaging for endoscopic surgery. Experiments on pigs have been performed. <http://www-timc.imag.fr/>

MINOP2 - RWTH-Aachen / Lehrstuhl für Biomedizinische Technik Germany (Aachen)

Exoscope - system comprises a 5 DOF articulated arm which carries a stereo camera and a set of lenses and 3D-vision goggle for surgeon. <http://www.minop.de/>

MIPS (COPRIN) - Institut national de recherche en informatique et en automation France (Le Chesnay). The 3 DOF robot for control of a miniature endoscopic camera, experimental setup.

<http://www-sop.inria.fr/coprin/index.html>

MUSYC - ARTS Lab, Scuola Superiore Santa Anna, Italy (Pisa). A snakelike robot for coloscopy.

<http://www-arts.sssup.it/research/projects.htm>

<http://www-crim.sssup.it/research/projects/musyc/default.htm>

OTELO - Sintors SA France (Toulouse). System for automatic ultra-sonic imaging, not commercially available. <http://www.bourges.univ-orleans.fr/otelo/home.htm>

PAROMIS - RWTH-Aachen / Lehrstuhl für Biomedizinische Technik Germany (Aachen)

Controlled by speech or a touch screen, based on hexapod kinematics robotic endoscopic camera guidance. <http://www.hia.rwth-aachen.de/research/cht/paromis.html>

TER - Laboratoire TIMC France (Grenoble). Attached to the patient robot automatic tele-sonography.

<http://www-timc.imag.fr/gmcao/index.html>

ULTRASOUND ROBOT - Mobile Robotics Sweden AB Sweden (Stockholm). The 6-DOF robot for telesonography <http://www.mobile-robotics.com/medical>

Neuro surgery

ALPHA - Microdexterity Systems, Inc. USA (Albuquerque, NM). The 5 DOF remote-controlled system for neurosurgical interventions. <http://www.microdexsys.com>

COMPASS - Compass International Inc. USA (Rochester, NM). Commercially available stereotactic robot for brain surgery. <http://www.compass.com/commander>

CRANIO - RWTH-Aachen / Lehrstuhl für Biomedizinische Technik Germany (Aachen). The 6 DOF milling device for skull bone reconstruction.

<http://www.hia.rwth-aachen.de/research/cht/cranio.html>

DAANS (Double Action Actuator for Neuro Surgery) - The Mechatronics Group, DIMEG Italy (Padova). A industrial 6-DOF articulated arm robot for instrument guidance. <http://mechatronics.dimeg.unipd.it>

EVOLUTION 1 - URS GmbH Germany (Schwerin). Based on hexapod robot for instrument guidance. <http://www.medicalrobots.com>

IGOR (Image Guided Operating Robot) - Laboratoire TIMC France (Grenoble). The 6-DOF articulated robot for neurosurgical interventions. <http://www-timc.imag.fr/>

MINERVA - Group for surgical robotics and instrumentation Switzerland (Lausanne). Clinically used the 5 DOF robot for neurosurgical applications works inside a CT scanner. <http://dmtwww.epfl.ch/imt/robchir/Minerva.html>

NEUROARM - Department of clinical neurosciences Canada (Calgary). The 7 DOF telesurgery under MRI control. <http://www.mdrobotics.ca/neuroarm.htm>

NEUROBOT CIMIL - Integrated Medical Intervention Laboratory CIMIL Singapore (Singapore). Based on 6 DOF hexapod instrument guidance, skull-base surgery robot.

<http://mrcas.mpe.ntu.edu.sg/research/neurobot/index.htm>

NEUROBOT ATRE - ATRE-Lab, University of Tokyo Japan. Clinically used micro-forceps and endoscope for neurosurgery. <http://www.atre.t.u-tokyo.ac.jp>

NEUROMATE exIMMI - Integrated Surgical Systems Ltd. USA (Davis, CA). Commercially available 6 DOF robot used in order to place and guide a tool in the skull area. <http://www.robodoc.com>

NEUROSISTA - Armstrong Healthcare Armstrong Healthcare Ltd. (High Wycombe) - instrument guidance like Pathfinder. <http://www.armstrong-healthcare.com>

PATHFINDER - Clinically used robot consists of two SCARA robots with 5 DOF each to move tools according to a pre-operatively defined trajectory. Armstrong change name to ProSurgics now. <http://www.prosurgics.com/>

SURBOT - The Mechatronics Group, DIMEG Italy (Padova). The 6 DOF master-slave-robot for spine surgery and neurosurgical procedures. <http://mechatronics.dimeg.unipd.it>

OTTO2 - Surgical Robotics Lab Germany (Berlin) The 7-DOF articulated robot (adopted industry robot) for instrument guidance. <http://www.srl-berlin.de>

RobackA - Germany (Karlsruhe, Heidelberg). The 6 axes articulated robot for milling the skullcap. <http://sfb414.ira.uka.de/>

ROBIN - Laboratorium für Medizinrobotik, Sektion sensorische Biophysik Germany (Tübingen) Robot for milling of the lateral skull base and the implantation of hearing aids.

<http://www.medizin.uni-tuebingen.de/hno/mednavrobotik/projekt/projekt.htm>

ROBOPOINT - Surgical Robotics Lab Germany (Berlin) - The small 4 DOF for punctures or the milling of bones. <http://www.srl-berlin.de>

SURGICOBOT - France (Fontenay-aux-Roses) A small 6-DOF robot for milling of the skull.

Dental implantology

OMS, dental implantology X1 - med3D GmbH Germany (Heidelberg). The hexapod robot for dental implant navigation. <http://www.med3d.de>

Orthopaedics

ACROBOT - The Acrobot Company Ltd. UK (London). Commercially available 6 DOF robot for milling of the implant bed for knee arthroplasty (unicondylar). <http://www.acrobot.co.uk>

CASPAR - URS-Ortho URS GmbH Germany (Schwerin). Commercially available system uses an articulated industry robot with six DOF for the hip and knee endoprosthesis as well as for cruciate ligament replacement. <http://www.medicalrobots.com>

Galileo - Precison Implants Precision Impants AG Switzerland (Aarau). Commercially available system uses two perpendicular linear axes to navigate and to automatically move the saw-block to prepare the implant bed for knee replacement. <http://www.pisystems.ch>

MARS - Technion - Israel Institute of Technology Israel (Haifa). The miniaturized hexapod kinematics with 6 DOF carries a drill sleeve und is attached to the vertebral body via a clamp - to be commercialized under the name SpineAsisst. <http://meeng.technion.ac.il>

ORTHOSISTA - Armstrong Healthcare Ltd. UK (High Wycombe). Clinically used 4 DOF robot for a guidance of a drill sleeve. <http://www.armstrong-healthcare.com>

ROBODOC - Integrated Surgical Systems Ltd. USA (Davis, CA). The best-known system for robot-aided surgery and is used for the milling of cavities in the femur for hip prosthesis purposes - 5 DOF SCARA -robot. The planning of the surgery is done before the operation on a proprietary planning station named **ORTHODOC**. <http://www.robodoc.com>

Radio surgery

CYBERKNIFE - Accuray Ltd. USA (Sunnyvale, CA). Commercially available articulated robot manoeuvring a linear accelerator for tumour irradiation. <http://www accuray.com>

HEXAPOD - Medical Intelligence Germany (Schwabmünchen). 6-DOF HEXAPOD for robotic patient positioning for tumour irradiation. <http://www.medical-intelligence.com>

Rehabilitation

ARMIN - Institut für Automatik, ETH Zurich Switzerland. Tested on volunteers robot for physiotherapy.

ARTHUR (Ambulation Assisting Robotic Tool for Human Rehabilitation) - Department of Biomedical Engineering, University of California, Irvine USA (Irvine, CA). Robotic system for patient rehabilitation using a treadmill. <http://www.eng.uci.edu/%7Edreinken/Biolab/biolab.htm>

AUTOAMBULATOR - Healthsouth USA (Birmingham, AL). Commercially available, FDA cleared in 2002, a robotic treadmill system for patient rehabilitation (active movement of patient's legs while walking on a treadmill). <http://www.autoambulator.com>

HAPTIC WALKER - Fraunhofer IPK Germany (Berlin). Robot moves patient's legs in 3 DOF. <http://www.hapticwalker.de>

LOKOMAT - Automatic Control Laboratory, ETH Zurich Switzerland. Commercially available and clinically evaluated robot for treadmill training of disabled patients. <http://www.hocoma.ch>

MARIBOT - The Mechatronics Group, DIMEG Italy (Padova). Robot moves of the patient's arm in 5 DOF. <http://mechatronics.dimeg.unipd.it>

MIT-MANUS - Mechanical Engineering Department, Newman Laboratory for Biomechanics and Human Rehabilitation, Massachusetts Institute of Technology USA (Cambridge, Mass). Tested on patients robot for neurorehabilitation. <http://www-me.mit.edu/people/research/hikrebs.htm>

Urology

PAKY - Brady Urological Institute USA (Baltimore, MD). The ACUBOT system (PAKY, RCM robot) is used for the 3 DOF robot aided injection of an biopsy needle into the kidney. <http://urology.jhu.edu/urobotics/projects/rcm/>
<http://robotics.me.jhu.edu/~llw/paky/paky.htm>

PROBOT - Imperial College UK (London). Clinically used 3 DOF robot for automated prostate resection. <http://www.me.ic.ac.uk/case/mim/projects/probot/>

UROBOT - Computer Integrated Medical Intervention Laboratory Singapore (Singapore). Commercial prototype is called SABOT. Clinically used robot for urological treatments: prostate resection and implantation of radioactive seeds and urethral surgery among others.

<http://mrcas.mpe.ntu.edu.sg/research/urobot/index.htm>

Reference

- [1] Emily Andrews. Robotics to the rescue of cardiac surgery? 05 Nov 2001
<http://www.theheart.org/viewEntityDispatcherAction.do?legacyId=26635>
- [2] R A Buckingham, R O Buckingham, Education and debate Robots in operating theatres
BMJ 1995;311:1479-1482
- [3] <http://www.intouchhealth.com/products-RP7.html#core>
- [4] <http://portail.unice.fr...11/06/157>
- [5] Sharon Kay Remote Surgery, PBS, www.pbs.org
- [6] S. Jacobs, V. Falk, D. Holzhey, F.W. Mohr Perspectives in endoscopic cardiac surgery. Comp. Biol. Med. (2006), doi: 10.1016/j.compbiomed.2006.11.007
- [7] Opportunities and risks of Nanotechnologies www.oecd.org/dataoecd/37/19/37770473.pdf.
- [8] <http://www.cadence.com/wydiwyg/?DCMP=wydiwyg-102007-Q>
- [9] [http://www.roboticsplatform.com/IST-2005-2.6.1/2.6.2 Part B Page 5 of 58](http://www.roboticsplatform.com/IST-2005-2.6.1/2.6.2%20Part%20B%20Page%205%20of%2058)
- [10] Cardio Market Analysis. <http://www.the-infoshop.com/study/mrg50137-surgery-devi.html>
- [11] European Markets for Minimally Invasive Cardiac Surgery and Intracoronary Diagnostic Devices October 2006, 478 pages Report #A243, <http://www.medtechinsight.com/ReportA243.html>
- [12] US Markets for Image Guided Surgery Systems Millennium Research Group, July 2005, http://www.researchandmarkets.com/reportinfo.asp?report_id=340022
- [13] C. M. Cropper The Robot Is In -- And Ready To Operate, BusinessWeek March 14, 2005



A tech startup based in Santa Barbara, California has developed the RP-7 Remote Presence Robotic System that allows professionals in the healthcare community to consult with hospital-based patients and healthcare staff



Zbigniew Nawrat, Prof. Guido Danieli, Grzegorz Ilewicz, Leszek Podśędkowski, Piotr Zawiasa, Agnieszka Wróblewska, Łukasz Frączczak, Justyna Zdziarek, Marek Wlazło, Michał Bachorz, Paweł Kowalski, Jacek Cieślak.

Konferencja „Roboty medyczne’2007”, Zabrze 7 XII 2007

Zbigniew Nawrat

Refleksja

To już 5 konferencja poświęcona robotyce medycznej w Zabrzu. Od dwóch lat - międzynarodowa. Gdy w 2000r. rozpoczynaliśmy projekt polskiego robota chirurgicznego nie było Polsce nikogo kto tak na prawdę znał by się na tej dziedzinie. Dzisiaj wiele uczelni ogłasza swoją aktywność naukową w dziedzinie robotów medycznych – na pewno Politechnika Łódzka i Warszawska, Śląska i Wrocławska, AGH w Krakowie, politechniki w Gdańsku i Poznaniu, Śląski Uniwersytet Medyczny i ... Uniwersytet Śląski. Rozwój robotyki medycznej w Polsce w znaczący sposób został zainicjowany naszym projektem robota Robin Heart i jest związany z naszym sposobem działania. W 2000 roku zdecydowaliśmy, że oprzemy nasz projekt 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. Podsędkowski 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. 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 nasze 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. Dzisiaj pokazujemy nową konsolę sterującą Robin Heart Shell, robota Robin Heart Vision oraz Robin Heart 3. 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.

Roboty Medyczne 2007

Konferencja „Roboty medyczne”, organizowana przez Fundację Rozwoju Kardiochirurgii oraz Sieć Centrów Doskonałości BioMedTech Silesia, 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.

Składamy serdecznie podziękowania sponsorom konferencji: Sieć Centrów Doskonałości BioMedTech Silesia oraz Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii. Projekt był realizowany przy udziale środków Europejskiego Funduszu Społecznego w ramach inicjatywy Wspólnotowej Equal, który finansował pierwszy w Polsce zakład robotyki medycznej Robin Heart Service w FRK. Konferencja między innymi stanowiła okazję podsumowania dwuletniej pracy młodego zabrzańskiego zespołu.

W czasie konferencji po raz zaprezentowano konsolę sterowania robotem Robin Heart, której wykonanie sponsorował bank PKO BP S.A.

Tegoroczna konferencja miała charakter międzynarodowy i podzielona została na kilka sesji tematycznych:

- roboty sterujące położeniem toru endowizyjnego na przykładzie Robin Heart Vision, (FRK)
- kontakt człowiek-robot na przykładzie konsoli Robin Heart Shell (FRK)
- nowe rozwiązania zrobotyzowanych narzędzi chirurgicznych na przykładzie Robin Heart 3 (Politechnika Łódzka)
- roboty rehabilitacyjne; zaprezentowano kilka rozwiązań PIAP Wa-wy, ITAM z Zabrza i pracę koła biomechaników z Politechniki Warszawskiej
- kończąca sesja: Nowe idee, na którą złożyły się prace z AGH Kraków, Politechniki Łódzkiej oraz wykład Trendy 2007 w robotyce medycznej Z.Nawrata – podsumowujące spotkanie.

Udział w Konferencji wzięło 30 aktywnych uczestników. Mieliśmy pełną widownię – ponad 150 osób – dokładaliśmy krzesła na salę!. Atmosfera spotkania wyśmienita! Przez 7 godzin wykłady, dyskusje studentów-profesorów, inżynierów-lekarzy, testowanie samodzielne robotów Robin Heart Vision,

Robin Heart 3 i nowej konsoli sterowniczej. Wykład wprowadzający wygłosił prof. Guido Danieli z Uniwersytetu Kalabryjskiego.

Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii umocniła swoją pozycję lidera w dziedzinie robotyki medycznej zarówno przez dokonania praktyczne: przedstawiając postępy związane z własnym projektem robota chirurgicznego Robin Heart oraz wirtualną salę operacyjną, jak i edukacyjne: organizując tak popularne spotkania oraz wydając książki. Uczestnicy konferencji otrzymali „gorącą” prosto z wydawnictwa M-Studio, dwujęzyczną pozycję: Postępy Bioinżynierii Medycznej pod redakcją Z.Nawrata, która stanowi równocześnie zarys podręcznika tej dziedziny nauki i techniki oraz zbiór wybranych artykułów z konferencji Roboty Medyczne 2006 oraz BioMedTech Silesia 2007. Książka była finansowana również z funduszy wspólnotowych w ramach projektu Equal. Książka będzie dostępna w Internecie w najbliższych tygodniach na stronie: www.robinheart.pl

Prace najmłodszych uczestników konferencji poddane zostały ocenie jury, a najlepsza z nich otrzymała statuetkę Robina, zaprojektowaną przez uczennicę Liceum Plastycznego w Zabrze: Magdalenę Komajdę. Oprócz statuetki Robina dla najlepszej pracy konkursowej, przyznano również nagrodę publiczności: Strzała Robina.

ZAPRASZAMY na kolejne konferencje:

W marcu konferencja BioMedTech *Silesia* – gorąco zapraszamy młodzież (gimnazjum, licea, studentów) do przysyłania prac!!

W grudniu – Roboty Medyczne

Informacje na stronie www.frk.pl, www.robinheart.pl

Program Konferencji I Roboty Medyczne 2007 - Zabrze 7 grudnia 2007

10.00 - Powitanie

Prezydent miasta Zabrze pani Małgorzata Mańka-Szulik

Prezes Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii prof. Andrzej Karbownik

10.15 - Invited Lecture

Prof. Guido Danieli. **Research on Medical Robots at Calabria University.** D. Moschella¹, G. Gatti², E. Aulicino¹, I. Lopresti¹, P. Nudo², M. Perrelli¹, E. Vitelli¹, C. Pace³ and G.A. Danieli². Università della Calabria, Italy.

DYSKUSJA

11.00 -11.20 Sesja Robin Heart Vision

Z.Nawrat, P.Kostka, L.Podsedkowski, W.Dybka, K.Rohr, A.Kandora, Z.Małota. **Robin Heart Vision – telemanipulator toru endoskopowego.** Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii, Śląski Uniwersytet Medyczny.

Z.Nawrat, W.Dybka, K.Rohr, D.Talik^{*}, P.Kostka. **Robot na sali operacyjnej – analiza funkcjonalna sposobu mocowania ramienia, aranżacji przestrzeni przy stole operacyjnym, konstrukcja Robin Heart Vision.** Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii, ^{*}FAMED Żywiec, Śląski Uniwersytet Medyczny.

11.20 – 12.00 Sesja Kontakt człowiek - maszyna

Z.Nawrat, W.Dybka, P.Kostka, K.Rohr. **Konsola sterowania robotem Robin Heart.** Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii, Śląski Uniwersytet Medyczny.

Grzegorz Ilewicz, Robert Michnik, Dagmara Tejszerska^{*}, Zbigniew Nawrat^{**}. **Zastosowanie techniki cyfrowej rejestracji optycznej do określenia wielkości kinematycznych telemanipulatora Robin Heart Vision.** ^{*}Zakład Mechaniki Ogólnej i Biomechaniki Katedry Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, ^{**}Laboratorium Biocybernetyki, Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii, ^{**}Katedra Kardiochirurgii i Transplantologii, Śląski Uniwersytet Medyczny.

Vera Pérez, Nelson Escobar, Cesar Medina, Luis Benigno Gutiérrez, Zbigniew Nawrat, Paweł Kostka, John Bustamante. **Simulation of the master slave system Robin Heart: kinematic analysis, dynamic analysis and bilateral control diagrams.** Universidad Pontificia Bolivariana (UPB), Medellín, COLOMBIA, Foundation for Cardiac Surgery Development (FCSD), Zabrze, Poland,

M.Kozłak, Z.Nawrat, W.Sadowski. **Możliwości zastosowania technologii przestrzeni wirtualnej do edukacji, treningu chirurgów.** Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii, Śląski Uniwersytet Medyczny, Śląski Uniwersytet Medyczny.

DYSKUSJA

12.00 – 12.30 Lunch

Demonstracja wirtualnej sali operacyjnej

Demonstracja Robin Heart Vision

Demonstracja Robin Heart 3

12.30 – 13.30 Sesja Robin Heart 3

Leszek Podsedkowski. **Łódzkie ramię Robin Heart 3 – tym naprawdę można pracować.** Politechnika Łódzka.

Piotr Zawiasa. **Nowe końcówki narzędziowe do robota Robin Heart.** Politechnika Łódzka.
Agnieszka Wróblewska. **Analiza systemów pomiarowych siły dla narzędzi telemanipulatorów medycznych.** Politechnika Łódzka.

DYSKUSJA

13.30 -13.45 przerwa na kawę

Demonstracja Robin Heart 3.

13.45 – 14.45 Sesja Roboty Rehabilitacyjne

A.Bratak, W.J. Klimasara, M.Pachuta, Z.Pilat, M. Wlazło. **RENUS-1 System mechatroniczny do wspomagania rehabilitacji ruchowej osób po udarach mózgu lub schorzeniach ortopedycznych.** Przemysłowy Instytut Automatyki i Pomiarów PIAP

Michał Bachorz, Sebastian Mniszek. **Urządzenie PASTER do aktywnej i pasywnej rehabilitacji mięśni i stawów kończyn górnych lub dolnych.** Instytut Techniki i Aparatury Medycznej ITAM.

Adam Curyło, Andrzej Michnik, Paweł Kowalski, Jacek Brandt. **Bezprzewodowa transmisja asynchronicznych danych pomiędzy wieloma węzłami systemu oparta o wykorzystanie grupy pikosieci standardu Bluetooth na przykładzie zastosowania w systemie rehabilitacji kardiologicznej PELETON Plus.** Instytut Techniki i Aparatury Medycznej ITAM.

Justyna Zdziarek¹, Wojciech Jopek¹, Krzysztof Krzysztoforski². **Bioniczny Hexapod w transporcie dla osób niepełnosprawnych.**¹ Międzywydziałowe Koło Naukowe Biomechaników, Politechnika Wroclawska.² Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wroclawska.

DYSKUSJA

14.45 – 15.20 Nowe Idee

Jacek Cieślak. **Elastyczne ramię robota chirurgicznego – planowanie i śledzenie trajektorii.** Katedra Robotyki i Mechatroniki Akademii Górniczo-Hutniczej.

Łukasz Frączczak. **Serwomechanizm o dwóch stopniach swobody z ciernym przekazaniem napędów.** Politechnika Łódzka.

Zbigniew Nawrat - **Roboty Medyczne 2007 – trendy.**

15.20 -16.00 Dyskusja okrągłego stołu

Perspektywy rozwoju robotyki medycznej w Europie.

Conference program / Medical Robots 2007, Zabrze, December 7th, 2007

10.00 - Reception

President of Zabrze town, Ms Małgorzata Mańka-Szulik

President of Foundation for Cardiac Surgery Development, prof. Andrzej Karbownik

10.15 – Invited Lecture

Prof. Guido Danieli. **Research on Medical Robots at Calabria University.** D. Moschella¹, G. Gatti², E. Aulicino¹, I. Lopresti¹, P. Nudo², M. Perrelli¹, E. Vitelli¹, C. Pace³ and G.A. Danieli². Università della Calabria, Italy.

11.00 -11.20 Robin Heart Vision Session

Z.Nawrat, P.Kostka,L.Podsędkowski, W.Dybka, K.Rohr, A.Kandora, Z.Małota. **Robin Heart Vision – Telemanipulator for endoscopic channel.** Foundation for Cardiac Surgery Development.

Z.Nawrat, W.Dybka, K.Rohr, D.Talik^{*}, P.Kostka. **Robot in operations room – functional analysis of the arm fixing way. Space arrangement in the operation table surrounding.** Construction of Robin Heart Vision. Foundation for Cardiac Surgery Development, ^{*}FAMED Żywiec.

11.20 – 12.00 Man-machine Interface Session.

Z.Nawrat, W.Dybka, P.Kostka, K.Rohr. **User interface console of Robin Heart Vision system.** Foundation for Cardiac Surgery Development.

Grzegorz Ilewicz, Robert Michnik, Dagmara Tejszerska^{*}, Zbigniew Nawrat^{**}. **An application of digital optical registration technique for evaluation of kinematic quantities of Robin Heart Vision telemanipulator.**

^{*}Zakład Mechaniki Ogólnej i Biomechaniki Katedry Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, ^{**}Laboratorium Biocybernetyki, Fundacja Rozwoju Kardiologii, ^{**}Katedra Kardiologii i Transplantologii, Śląska Akademia Medyczna.

Vera Pérez, Nelson Escobar, Cesar Medina, Luis Benigno Gutiérrez, Zbigniew Nawrat, Paweł Kostka, John Bustamante. **Simulation of the master slave system Robin Heart: kinematic analysis, dynamic analysis and bilateral control diagrams.** Universidad Pontificia Bolivariana (UPB), Medellín, COLOMBIA, Foundation for Cardiac Surgery Development (FCSD), Zabrze, Poland.

M.Kozlak, Z.Nawrat, W.Sadowski. **Possibilities of virtual reality technology application for education and surgeon training.** Fundacja Rozwoju Kardiologii.

DYSKUSJA

12.00 – 12.30 Lunch

Virtual operations room demonstration.

Robin Heart Vision demonstration.

Robin Heart 3 demonstration.

12.30 – 13.30 Robin Heart 3 Session.

Leszek Podsedkowski. Lodz's arm Robin Heart 3 – **It really works.** Technical University of Lodz.

Piotr Zawiasa. **New tool tips for Robin Heart robot.** Technical University of Lodz.

Agnieszka Wróblewska. **The analysis of force measurement systems for medical telemanipulators.** Technical University of Lodz.

DYSKUSJA

13.30 -13.45 Coffee brake

Robin Heart 3 robot demonstration.

13.45 – 14.45 Rehabilitation Robots Session.

A.Bratak, W.J. Klimasara, M.Pachuta, Z.Pilat, M. Wlazło. **RENUS-1 Mechatronic system supporting motor rehabilitation for person after brain strokes or orthopaedic illness.** Przemysłowy Instytut Automatyki i Pomiarów PIAP

Michał Bachorz, Sebastian Mniszek. **PASTER device – for active and passive rehabilitation.** Instytut Techniki i Aparatury Medycznej ITAM.

Adam Curyło, Andrzej Michnik, Paweł Kowalski, Jacek Brandt. **Wireless asynchronous data transmission between several system nodes based on Bluetooth standard piko-nets group on example of cardiological rehabilitation system PELETON PLUS.** Instytut Techniki i Aparatury Medycznej ITAM.

DISCUSSION

14.45 – 15.20 New Ideas

Jacek Cieślak. **Elastic arm of surgical robot – planning and trajectory following.** Faculty of Robotics and Mechatronics of Akademii Górniczo-Hutniczej.

Łukasz Frącczak. **Two degrees of freedom servo with frictional drive transmission.** Technical University of Lodz.

Zbigniew Nawrat – **Medical Robots 2007 – trends.**

15.20 -16.00 Round table discussion.

Perspectives of medical robotics in Europe.

Award winners announcement: **Robin Statuette** and **Robin Arrow**

Omówienie

W Konferencji udział wzięło 30 aktywnych uczestników. Wykład wprowadzający wygłosił prof. Guido Danieli z Uniwersytetu Kalabryjskiego. Zamierzeniem organizatora konferencji jest aby goście zapraszani rozszerzali horyzonty zainteresowania nowymi kierunkami w robotyce. W tamtym roku mieliśmy na przykład dr J.E.N Jaspers z Academic Medical Centre w Amsterdamie – autor w pełni mechanicznego robota chirurgicznego. Pan prof. Guido Danieli – omówił konstruowane w jego zespole roboty służące w ortopedii i ... protetyce dentystrycznej. Navi Robot przeznaczony dla ortopedii składa się z trzech ramion o 6 stopniach swobody. Dla konstruktorów najważniejszym zadaniem było osiągnięcie kompromisu pomiędzy elastycznością ramion robota podczas ustawiania nogi pacjenta oraz stabilności a podczas prowadzenia przez chirurga operacji. Zaciekawiony Czytelnik znajdzie wszystkie odpowiedzi obszernym artykule autora w tej książce. Nawiązane nici współpracy będą pewnie kontynuowane w formie tworzonych wspólnego projektu europejskiego.

Pierwszą część konferencji zajęły wykłady opisujące postępy prac zabrzańskiego zespołu nad robotem Robin Heart Vision oraz konsolą sterowania robotem o nazwie Robin Heart Shell. W książce znajduje się kilka prac omawiających szczegółowo te prace. Nasza współpracownica z Kolumbi, Vera Perez, przygotowała symulację robota sterowanego za pomocą zadajnika ruchu w kształcie uchwytu typowego laparoskopu. Symulowany układ odpowiadał rzeczywistemu układowi robota Robin Heart 1. Najciekawszym zagadnieniem dla konstruktorów są obliczenia dynamiczne wykonywane podczas tego typu modelowania komputerowego.

Grzegorz Ilewicz z Politechniki Śląskiej zastosował do badań robota metodę wideorejestracji. Najciekawszym fragmentem pracy jest analiza reakcji człowiek-maszyna podczas sterowania robotem Robin Heart Vision ruchem głowy lub dłoni za pomocą zadajnika. Istotną zaletą zastosowanej metody pomiarowej jest możliwość wyznaczenia parametrów kinematycznych wielu elementów pozostających ze sobą w interakcji przez co możliwe staje się badanie ich wzajemnych zależności np. pomiar wartości współczynników skalowania przemieszczeń dla ruchu części Master i adekwatnego mu ruchu części SLAVE, czasów opóźnień, czy dokładności powtarzania ruchów.

Leszek Podsedkowski z Politechniki Łódzkiej przedstawił z dumą robota Robin Heart 3, z nowym rozwiązaniem narzędzia, szybkozłączki i nowym układem sterowania. Pierwsze testy na stanowisku symulującym pacjenta wykazały poprawność działania wszystkich systemów robota, a konsultacje wśród chirurgów pozwoliły zaplanować dalsze działania poprawiające jego efektywność. Tym naprawdę można pracować – mogli przekonać się uczestnicy konferencji podczas demonstracji robota.

Piotr Zawiasa z Politechniki Łódzkiej przedstawił nowe rozwiązanie konstrukcyjne narzędzia kardiochirurgicznego do robota Robin Heart. W konstrukcji wykorzystano nowy mechanizm napędu szczęk realizujący znaczne wzmocnienie siły w chwili domykania. Za reżymie poprowadzony wykład został nagrodzony – Statuetką Robina, dla młodego, wyróżniającego się naukowca.

Łukasz Frączczak z Politechniki Łódzkiej przedstawił nowe rozwiązanie techniczne przemieszczenia liniowego i obrotowego: serwomechanizm o dwóch stopniach swobody z ciernym przekazaniem napędów. Wydaje się obiecujące zastosowanie tej konstrukcji dla automatycznego narzędzia laparoskopowego lub ostatnie stopnia swobody ramienia sterującego położeniem kamery endoskopowej.

Agnieszka Wróblewska z Politechniki Łódzkiej poddał analizie systemy pomiarowe siły dla narzędzi telemanipulatorów medycznych. Opracowaniem metody pomiaru sił oddziaływania między narzędziem a tkanką zajmuje się wiele ośrodków naukowych na świecie. Układ siłowego sprzężenia zwrotnego powinien spełniać następujące warunki:

- Czujnik siły powinien znajdować się jak najbliżej działającej siły;
- Łatwa sterylizacja;
- Zniwelowanie wpływu ramienia manipulacyjnego;
- Odporność na wpływ zmian temperatury;
- Małe gabaryty;

W prezentacji omówiono wybrane metody pomiarowe, które pozwolą przybliżyć problemy związane z pomiarem sił w tak charakterystycznym urządzeniu jakim jest narzędzie chirurgiczne poruszane za pomocą telemanipulatora.

Pani Agnieszka wzbudziła sympatię i szacunek publiczności: otrzymała nagrodę publiczności – Strzałę Robina.

Jacek Cieślik z AGH w Krakowie przedstawił bardzo interesujące próby zaprojektowania robota chirurgicznego o nowych własnościach. Robot o strukturze segmentowej z mikronapędami w wielu przegubach mógłby wdrzeć się do trudno dostępnych przestrzeni i wykonać za pomocą mikronarzędzi określone elementy operacji.

Jedną z głównych atrakcji naszych konferencji są demonstracje aktualnych osiągnięć zespołu zabrzańskiego. W tym roku pokazaliśmy robota Robin Heart Vision i Robin Heart 1 sterowane z nowej konsoli, którą nazwaliśmy roboczo Robin Heart Shell. Roboty pracowały w scenerii zbliżonej do sali operacyjnej: przy stole operacyjnym pożyczonym od naszego partnera firmy FAMED w Żywcu (dziękujemy!). W tym roku również zespół Politechniki Łódzkiej przywiózł Robin Heart 3 – tak że można było porównać np. różnego typu sposób sterowania robotami. Przez cały czas konferencji (godz. 10-17) można

było testować nasze roboty – zebrane opinie, wrażenia stanowią bardzo ważne informacje dla autorów rozwiązań konstrukcyjnych i informatycznych. Swoimi opiniami podzielili się z uczestnikami konferencji w szczególności doc. Romuald Cichoń – który ma ogromne doświadczenie w dziedzinie stosowania praktycznego robota da Vinci w ośrodku kardiochirurgicznym w Dreźnie oraz nasz stały współpracownik: kardiochirurg dr Joanna Łoś z Śląskiego Centrum Chorób Serca.

Po raz pierwszy udało się w czasie konferencji otworzyć sesję poświęconą robotom i urządzeniom stosowanym w rehabilitacji. To bardzo ważny obecnie i przyszłości działań bioinżynierii dla której robotyka medyczna powinna mieć atrakcyjną ofertę w Polsce. Szczerze kibicujemy postępom naukowców w warszawskim PIAPie i zabrzańskim ITAMie.

Grupa A.Bratak, W.J. Klimasara, M.Pachuta, Z.Pilat, M. Wlazło (PIAP Warszawa) przygotowała przedstawienie systemu RENU-1. Jest to system mechatroniczny do wspomagania rehabilitacji ruchowej osób po udarach mózgu lub schorzeniach ortopedycznych.

Z kolei zespół M.Bachorz, S.Mniszek (ITAM, Zabrze): Urządzenie PASTER do aktywnej i pasywnej rehabilitacji mięśni i stawów kończyn górnych lub dolnych. Rodzina rotorów o nazwie PASTER to grupa urządzeń przeznaczonych do aktywnej i pasywnej rehabilitacji kończyn dolnych lub górnych. Urządzenia te znajdują zastosowanie wszędzie tam, gdzie istnieje potrzeba kontrolowanego poruszania kończynami pacjenta.

Z tej samej firmy A. Curyło, A. Michnik, P. Kowalski, J. Brandt przygotowali wykład na temat bezprzewodowej transmisja asynchronicznych danych pomiędzy wieloma węzłami systemu rehabilitacji kardiologicznej PELETON Plus. Układ został oparty o wykorzystanie grupy pikosieci standardu Bluetooth.

Na Politechnice Wrocławskiej dzieje się dużo dobrego w dziedzinie bionżynierii. I tym razem młodzi naukowcy tej uczelni nie zawiedli. J. Zdziarek, W.Jopek, K. Krysztoforski omówili pomysł zastosowania bionicznego hexapoda w transporcie dla osób niepełnosprawnych”

Próba skonstruowania bionicznego środka transportu, który umożliwiałby aktywne spędzanie czasu w terenie i pokonywanie codziennych barier architektonicznych wywołała duże zainteresowanie publiczności.

Na koniec warto podkreślić rolę inicjującą zainteresowanie robotyką medyczną wśród młodzieży w różnych ośrodkach w kraju świetnych nauczycieli akademickich i naukowców takich jak: Leszek Podsędkowski w Politechnice

Łódzkiej, Krzysztof Mianowski w Politechnice Warszawskiej, Romuald Będziński w Politechnice Wrocławskiej, Dagmara Tejszerska w Politechnice Śląskiej oraz Jacek Cieślík w AGH w Krakowie. Wyrazy szacunku!

PROTOKÓŁ KONFERENCJI ROBOTY MEDYCZNE 2007

Komisja Jury w składzie

Romuald Cichoń
Jacek Cieślík
Wincenty Kubica
Zbigniew Nawrat
Leszek Podsędkowski
Marek Wydra

Na podstawie obliczenia zebranych głosów publiczności ogłasza lauretaów:

Nagroda publiczności

STRZAŁA ROBINA

dla Agnieszki Wróblewskiej z Politechniki Łódzkiej

Nagroda Jury

STATUETKA ROBINA

dla Piotra Zawiasy z Politechniki Łódzkiej

Research On Medical Robots At Calabria University.

D. Moschella¹, E. Aulicino¹, I. Lopresti¹, P. Nudo², M. Perrelli¹, E. Vitelli¹, G. Gatti²,
C. Pace³ and G.A. Danieli²

¹ Calabrian High Tech S.r.l. – Cubo 46C

² Dipartimento di Meccanica dell'Università della Calabria – Cubo 44C

³ DEIS dell'Università della Calabria – Cubo 42C danieli@unical.it

Abstract.

This paper presents the concept of Navi-Robot, an integrated system of a navigator and a robotic arm for orthopaedic, endoscopic and dental surgical procedures. The common basis of these researches is Navi-Robot, a self-balancing 6 degrees of freedom (DOF) arm. In the first two applications one of the (multiple) arms is capable to switch between the navigation mode and robotic mode. In the third, the 6 DOF arm, only passive, is integrated by an x- y table, able again to switch between modes.

In the case of the orthopaedic application the navigation mode is used to detect bones' and articulations' features and positions, while the second mode is effectively used for surgical operations. The transition from the passive to the active mode is achieved by adopting special electrically activated brakes, which are also used to 'freeze' each arm in the desired configuration, for convenient use. A first prototype has been assembled and a basic electronics and control system have been implemented to perform kinematic tests. More specifically, from the kinematic and mechanical point of view, the whole system is actually consisting of three 6-DOF arms, two of which are mere navigation systems and the third is the actual Navi-Robot system, as defined above. The self-balancing feature of each arm is achieved by integrating the kinematic chain with a first four-bar-linkage, which guaranties full weight compensation. In a typical surgical procedure, the end effectors of the two navigation arms are fixed to bones of the joint of interest (JOI) and used to give a reference to the Navi-Robot for intervention.

In the case of endoscopic applications, again the central arm is the true active / passive arm, and is used to hold the video camera being able to correct its viewpoint upon doctor's command. But the real novelty are the two lateral arms, which have the first five joints only passive, but lockable in any position, while each of the arms holds a 5 DOF active mini-Robot used to activate, in telesurgical mode, a traditional endoscopic instrument. In fact, the mentioned 5 DOF are used, two for rotating the instrument in two perpendicular directions about the point of insertion into the patient's skin, the third modifies the instrument penetration, the fourth allows rotating the instrument about its axis, and the fifth activates the instrument.

Finally, in the case of the dental application, two are the tasks the instrument is dedicated to, the construction of the mouth CAD model directly from the patient's mouth, and the guidance of the implants' insertion in a precise way. In both cases the 6 DOF self balanced arm is used to hold the seventh link fixed to the patient's dental arcade. Meanwhile the x- y table able to switch between active to passive mode, and positioned on the seventh link, is used to detect and record the teeth position driven by the doctor (passive mode). Passing to the active mode, one can, changing the last link, either measure teeth shape using a pick up containing four video cameras looking at the teeth from different points of view, while projecting a variable pattern for structural light, or guide the insertion of implants in a predetermined way.

1 The Ortho-Navi-Robot

1.1 Introduction

Computer-Assisted-Orthopaedic-Surgery (CAOS) [1-6] and Robotic-Assisted-Orthopaedic-Surgery (RAOS) [7-10] have been proposed and effectively adopted, in the last decades, to accommodate for the need of more and more precise and reliable surgical procedures, especially in the case of prosthetic implants. CAOS devices, such as navigation systems or navigators, have another important advantage as to reduce surgical teams' radiation absorption by using a Virtual Reality representation of the surgical theatre. On the other hand, these systems, do not supply any effective or physical support to the intervention. Thus, in any event, the doctor has to perform every surgical operation, such as positioning the surgical tool, moving bones accordingly to facilitate operation, and operating. From a mechanical point of view, all these procedures involve moving a rigid body in space.

In order to provide a more effective assistance, more recently [11], navigators and cutting masks have been used in synergy to correctly guide surgical cuts during prosthesis implants. However, also in this case, it is the doctor who is responsible to find the proper location for the mask, and since a unique mask is needed for each implant, the whole procedure's flexibility is compromised.

To overcome some of those problems, surgical robots have been proposed which, on the basis of pre-operative planning [12-15], replace the doctor when performing some particular operation, e.g. surgical cuts, embossing preparation, prosthesis installation. A better approach was followed by the Imperial College researchers, who proposed ACROBOT [16-19], which, by means of active constraints, guides the doctor opposing resistance when moving out of the correct region of operation, as planned before intervention. This method has the disadvantages of giving the doctor the whole responsibility for the precision of the operation.

Recently, Wahrburg et al.[20] combined a Navigator and a Robot as a surgical assistant able to correctly position a cutting mask for intervention.

In any case, the use of a conventional navigators does not account for the free-motion of the Joint of Interest (JOI), which may involve a continuous update of the actual JOI location.

The needs of orthopaedic surgery and the limitations of the actual systems (some of which has been reported about) have led the authors to the idea which is to be conceptually described in this work. The concept of Navi-Robot came up from the points mentioned above and from the authors' opinion that an equipment should never entirely replace a doctor, who solely has the expertise and sensitivity to recognize if a given operation, as preliminarily planned [21-22], is really to be performed that way.

More specifically, from the kinematic and mechanical point of view, the whole system is actually consisting of three 6-DOF arms, two of which are navigation systems and the third is the actual Navi-Robot system, as defined above. The self-balancing feature of each arm is achieved by integrating the kinematic chain with a first four-bar-linkage, which guaranties full weight compensation. In a typical surgical procedure, the end effectors of the two navigation arms are fixed to bones of the JOI and used to give a reference to the Navi-Robot for intervention. Patent applications cover the entire system.

The aim of this paper is to briefly describe the main aspects of the whole system, such as kinematic configuration, expected performance, joints' assembly and blocking brakes.

1.2 Kinematic Chain and Performance

The actual system is the development of the 'Unical Goniometer' [23-25], which was first used at the University of Calabria for different applications [24,26,27] and patents [28,29] cover some of them. More recently, the concept of Navi-Robot has been also introduced in [30] and [31].

The 6-DOF robotic arm described in this work is a hybrid parallel/serial kinematic structure with rotational transducers to measure the relative angle between consecutive linkages. The actual system is shown in Figure 1. It consists of a four-bar-linkage at the beginning of the kinematic chain, which gives a single translational degree of freedom, while a 5-DOF elbow structure is attached to the rod of the four-bar-linkage. A schematic view of the 6-DOF arm's structure, with the identification of the base frame {B} and the end effector frame {E} is shown in Figure 2 in its zero-reference configuration. A kinematic model [32] is formulated, which relates the joints' angles to the end-effector pose in the base frame. Characteristic dimensions of the system are summarized in Table 1 and the workspace of each arm has been evaluated to be an approximate box of sizes 400x400x400 mm³.

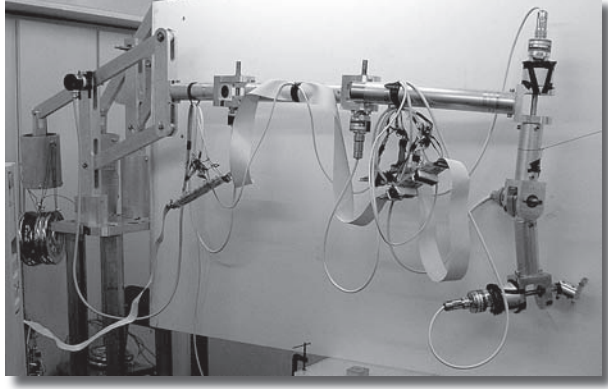


Figure 1. Picture of the 6-DOF hybrid robotic arm

Kinematic performance of the system in terms of the theoretical resolution is evaluated when 16bit encoders are used as revolute joint sensors. Resolution [33], which is defined as the smallest incremental movement of which the robot end effector is capable of sensing, is a theoretical characteristic and may be evaluated given the configuration and the nominal dimensions of the linkage. It is affected by the individual encoders' resolution and depends on the instantaneous arm configuration. An approximate relation which gives an estimate of the arm's resolution may be given as follows

$$RS \approx \int_{i=1}^N d_i(\mathbf{q}) \delta q_i \quad \backslash * \text{MERGEFORMAT (1)}$$

where d_i is the distance between the end effector endpoint and the revolute axis of the i th joint and it depends on the arm configuration, i.e. on the vector of joints' angles $\mathbf{q} = [q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6]^T$, while dq_i is the i th transducer resolution. Since the endpoint displacement, resulting from the smallest incremental motion of the joints, varies significantly throughout the workspace, Eq. is practically used for some particular system's configuration where d_i may be easily evaluated, e.g. in the zero-reference configuration. In such a reference configuration, as shown in Fig. 2, Eq. gives an estimate of the theoretical maximum resolution for the end effector endpoint. In that case, expressions for distances d_i in Eq. are given as

$$\begin{aligned} d_1 &= \sqrt{(L_1 + L_2 + L_3 + L_4 + L_7)^2 + (L_5 + L_6)^2} \\ d_2 &= L_3 + L_4 + L_7 \\ d_3 &= L_4 + L_7 \\ d_4 &= L_7 \\ d_5 &= \sqrt{L_6^2 + L_7^2} \\ d_6 &= 0 \end{aligned}$$

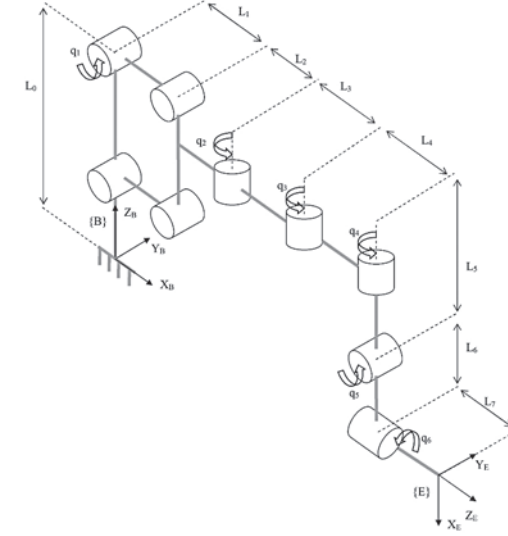


Figure 2. Scheme of the 6-DOF robotic arm

Hence, when adopting 16bit encoders' with a resolution of about 0.0055 degrees per step, Eq. gives a maximum value for the resolution as $RS_{\max} \approx 0.343\text{mm}$. An average value for the theoretical resolution in the whole workspace is then evaluated, through simulations, giving a mean value of about 0.2 mm. This is quite a good theoretical performance, since common navigators' values are about 0.5 mm

1.3 Self-Balancing System

The self-balancing characteristic of each arm is achieved by using a counterbalancing weight as depicted in Figure 3, which shows a side view of the four-bar-linkage of the robotic structure and the open-chain part of the structure is not represented. The black spot in Figure 3 represents the location of the centre of gravity of the open-chain part of the structure, which varies according to the arm's configuration and thus depends on the joints' angles. By applying the virtual work principle, for a virtual displacement δq_1 of the first joint, gives

$$F \cdot \delta l_1 - P \cdot \delta l_2 = 0 \quad \backslash * \text{MERGEFORMAT (2)}$$

where, $\delta l_1 = \delta q_1 \cdot b$, $\delta l_2 = \delta q_1 \cdot a$, P is the weight of the open-chain part of the structure and F is the counter-balancing weight. Eq. (2) can be manipulated to give

$$F = P \cdot \frac{a}{b}$$

which shows that the counter-balancing weight does not depend on the actual location of the centre of gravity of the arm.

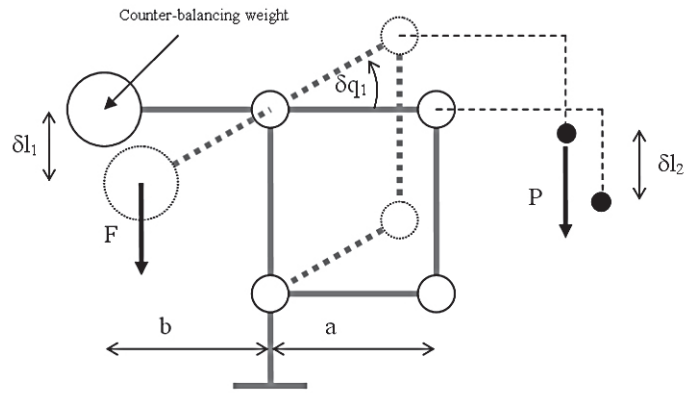


Figure 3. Scheme of the self-balancing system

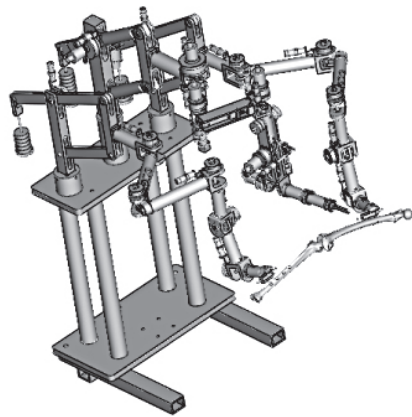


Figure 4. Virtual representation of the whole system

Figure 4 shows a virtual representation of the whole three-arms system's configuration when connected to a knee articulation, while Figure 5 shows a picture of the assembled prototype with connected a workshop leg system (MITA Endo Leg, Medical Models Ltd, UK), which replicates the human knee anatomy and kinematics.

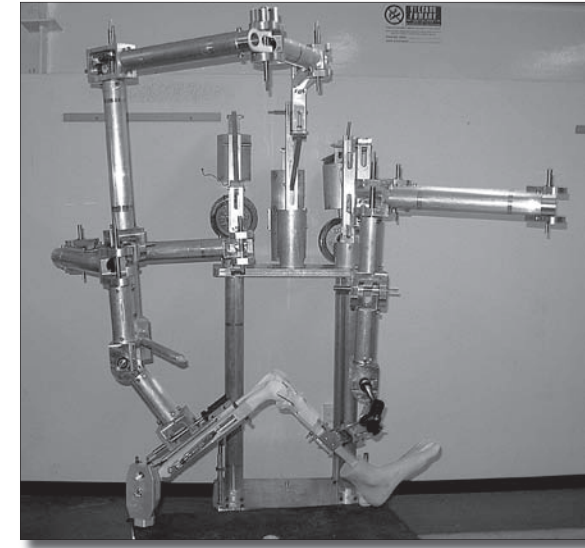


Figure 5. Picture of the actual prototype

1.4 Arms' Joints and Blocking-Brakes

Each joint of the passive arms is characterized by the presence of a blocking-brake, which enables the arm to be 'frozen' in a desired configuration. This allows, for instance, to fix the position and orientation of the JOI in space, to practically perform a surgical operation. Each joint of the active arm, i.e. the actual Navi-Robot, consists of a pair of blocking-brakes, one of which has the same functionality as for the passive arm, while the other is used to switch between the active/passive mode, by connecting or disconnecting each actuator to the corresponding link. Therefore, for Navi-Robot, when both brakes of each joint are not active, the arm is passive and can be manually moved as a third navigator; when the first brake is activated, the arm configuration is 'frozen'; when the second brake is activated, the arm is active and enters the Robot mode.

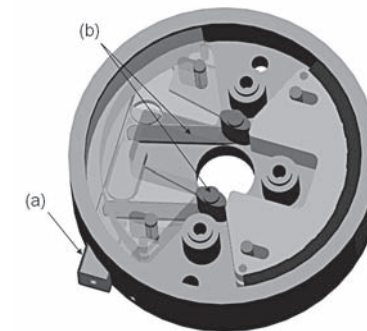


Fig. 6 – Actual blocking-brake configuration

With reference to figure 6, the blocking-brakes are actuated by external electric motors through a worm screw-driven slider (a) and two cam-leveraged elements (b). They basically derive from a common drum brake, which has been modified and designed to exploit the self-amplification braking effect. Patent also covers this component's development [28].

Common brakes' systems are designed in either duplex or simplex configuration [34]. In the first configuration, both brake-shoes are hinged in an asymmetric way so as to brake most effectively only in one rotational direction. In the second configuration, brake-shoes' hinges are located symmetrically so as to brake in either rotational directions, but thus limiting the braking effectiveness compared to the duplex configuration. Drum brakes, depending on the way the shoes are hinged, can have a "self-servo" characteristic. This increases the output braking power without any additional input power, because the rotation of the drum drags the shoes around with it, increasing the force holding them together. This "wedging action" has the effect of pressing the shoes into the drum with more force, causing self-actuation.

The basic idea of the actual blocking-brake is to combine the advantages of either *duplex* or *simplex* configurations by using two movable 'pivots' for each brake-shoe, so as to have a floating shoe. Those 'pivots' are, in fact, obtained as the contact points between the brake-shoe and a pair of disk cams, as depicted in the virtual prototype of Figure 6. Figure 7 shows a picture of the actual prototype.

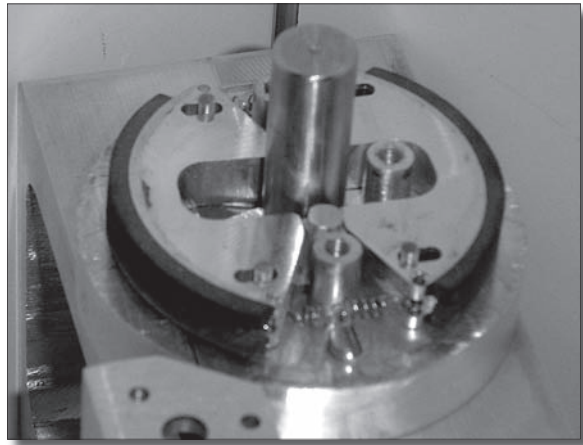


Fig. 7 – Picture of the actual prototype of the blocking-brake (without drum).

The control strategy adopted for activating/deactivating the blocking devices is based on the measure of the maximum current absorbed by the electric actuator, i.e. the revolute motor. At first, in a proper calibration phase, the maximum

current absorbed by the motors to brake/release each joint is registered. Such a value is hence used as a threshold in the control algorithm, which stops the input power supply when the current overtakes this limit. As an indication, figure 8 shows a graph of the current absorbed by the motor (DC Johnson 3F2212), when braking, as a function of time.

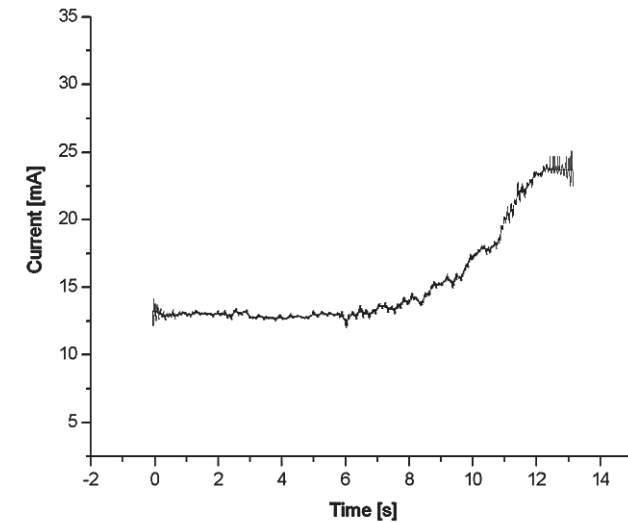


Fig. 8 – Graph of the current absorbed by the motor, when braking, as a function of time.

1.5 Discussion and Conclusion

This paper presents the concept, the fundamental working principle and some basic technical aspects of Navi-Robot, a novel surgical assistant, which combines, in a unique integrated system, a navigator and a robotic device, mainly conceived to be used for orthopaedic procedures.

In a typical application, three arms are employed. Two of them are used as navigators and fixed to either bones of the articular joint of interest. The third, namely the Navi-Robot, is used either as a navigator/measuring device or as an active surgical robot.

The structure of each arm is designed as a hybrid 6 degree-of-freedom parallel/serial kinematic chain. The parallel part is, in fact, a four-bar-linkage and it is adopted for an easy weight compensation. The serial part is designed as an elbow structure to give the end effector the remaining last five degrees of freedom.

A kinematic model of the arm is derived using a standard and well-defined modelling convention. Kinematic parameters are chosen with regard to the actual application and considering an appropriate working space. The theoretical resolution of the robotic arm is estimated to be 0.196 mm, as an average value in the working volume, and joints' sensors resolution is selected

so that such a performance be better than that of commonly used navigators (i.e. about 0.5 mm). Some preliminary and qualitative information about the component, which enables for the transition between the Robot mode and the Navigator mode, i.e. the blocking brake, is given. A virtual prototype of the system is realized to assist the design phase and a preliminary prototype of the whole three-arms system is assembled.

Each arm has been calibrated to compensate for components' manufacturing errors and for assembling misalignments. The final accuracy of the structure, in the working space, has been measured to be 0.376 mm (as a mean value) and showed to be consistent but a bit worse than the theoretical expectation. This is probably due to elastic deformations and small clearances. The actual works being in progress are focused on: (1) mechanical (kinematic and dynamic) optimization on the base of experimental tests and data; (2) calibration issues, such as how temperature changes and variable loads affect the kinematic performance of the system; (3) development of a reliable electronic circuitry and control system; (4) surgical specifications and requirements, safety and certification issues.

2 The Endo-Navi Robot

2.1 Introduction

Least Invasive Surgery is taking more and more momentum as a good method to reduce invasiveness, recovery times and consequently also global costs of surgical procedures, minimizing also related risks [35-41]. In fact, the reduction of the surgeries invasiveness is coupled with their much higher tolerability by the organism, that produces a faster recovery, sometimes even allowing patient's dismissal from the hospital on the same day of the surgery. Instruments used for such surgeries are rigid endoscopes, and the most commonly used laparoscope. This is usually operated by hand by the doctor, that controls its movements, including the actuation of the operating instrument (forceps, scissors, etc.). Two or more further instruments are present, e.g. to inflate the abdomen using CO₂, and a video camera. Since the instrument control may not be easy, especially if the movements required are very fine, Robots have been introduced [42-50], allowing a finer motion control, that is in any event always actuated by the doctor. These allow also to employ only one medical operator, rather than two or three operators, as it occurs nowadays. Substantially, the system allows a kind of motion deamplification, improving its control. However the cost of these Robots is very high, and also the endoscopic instruments are special, very expensive in the case of da Vinci, and often even disposable. Furthermore the instruments used are of non miniaturized dimensions (>8 -10 mm.).

This originated the idea to develop an instrument allowing the same type of actuation with extra fine motion control, using existing endoscopic instruments, which not only should allow a good saving for the hospitals, reutilizing existing instruments, but also to utilize small size instruments (2 – 3 mm in diameter), which are necessary in neonatal and paediatric surgery, currently not usable in other way than free hand, while precise position control could be more useful, such in the case of neonatal laparoscopy, where body structures are miniaturized. Moreover, since during surgeries the doctor is used to feel the effort to accomplish the different operations, an interface will have to be supplied, allowing to feel the physical perception of the force exerted.

The instrument is composed by three arms as the Navi-Robot for Orthopaedics, in which the central one will hold the camera, while the lateral will hold each a 5 DOF system to move and actuate the traditional laparoscope, being the entire system controlled via console. Figure 9 presents a virtual prototype of the Endo-Navi-Robot with its three arms, complete with video camera and surgical instruments. It is clear that, should the endoscope have more than three degrees of freedom with respect to the sheet, these will be added to the system controlling the motion of the instruments.

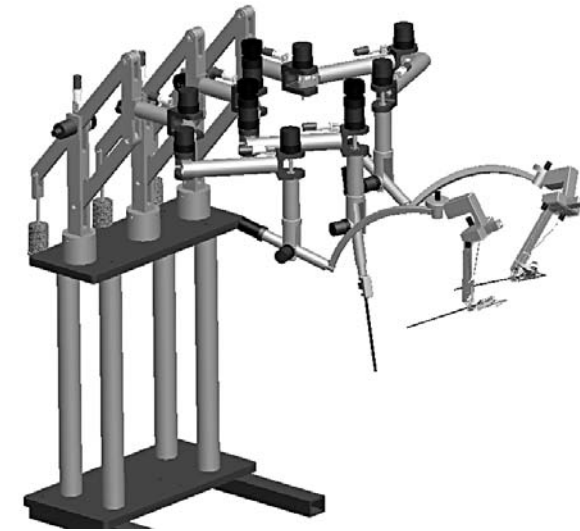


Fig. 9 – Virtual representation of the Endo-Navi-Robot.

2.2 The 5 DOF System

The five DOF system is designed to allow moving and actuating the instrument as a doctor would do, clearly fixing the point of insertion of the instrument into the patient skin. To this aim, the first two of the 5 DOF allow rotating the surgical

instrument, about the point of insertion of the instrument. A third degree of freedom allows the instrument to rotate about its axis with respect to the sheet, while a fourth will control the axial displacement again with respect to the sheet. Finally the fifth degree of freedom will be dedicated to the actuation of the surgical instrument, forceps or scissor or whatever else.

The following Figure 10 presents a representation of the five degrees of freedom end effector, where is schematically shown the method of control of the instrument rotation about the two axes perpendicular to the surgical instrument. As can be seen, these rotations are obtained using a first hinge (1) whose axis passes through the insertion point of the instrument in the skin, and by a second hinge (2) whose axis passes through the same point, two axes presenting an angle of 75° between the two. Each axis is originally tilted of 30° with respect to the body surface, when the instrument is perpendicular to it. This causes the fact that in order to obtain a rotation in a direction purely perpendicular to the skin surface, the two rotations are to be combined, which can be easily taken care of via software. In the same figure with (3) is indicated the gear that, acting on a rack, allows axial motion, while gear (4) produces the axial rotation of the entire block, and four bar link (5) activates the surgical instrument.

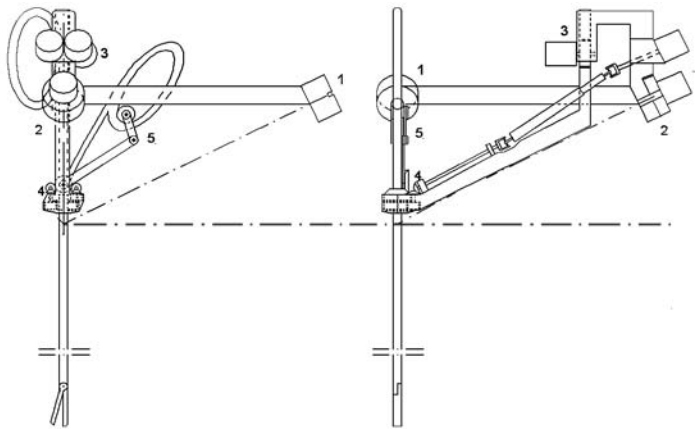


Fig. 10 – Scheme 5 DOF instrument actuation system

While the axis 1 is moved directly by the seventh link of the self balanced kinematic chain, which will be moved by a brushless motor, axes 2 to 5 will be moved by motors of the same type, but positioned in the proximity of hinge 2 as in Fig. 10. Naturally this implies that the elements from 1 to 3 will be non sterile, but covered by a sterile plastic bag, while the two universal joints and the arm going from 3 to the forceps have to be subject to sterilization. The

motors actuating the second and third DOF are well in sight on the right view of Fig 10, while the motors actuating the last two DOF are the two parallel motors shown on both views. They transmit the motion through two universal joints to two small bevel gears placed near the traditional instrument actuator.

2.3 The Traditional Instrument Actuator

As far as the actuation of the traditional instrument, this is controlled by a mechanism composed by four gears, three of which, hollow gears, are placed around the instrument, as shown in fig. 11. Gear # 1 (spur) is fixed to the instrument with screws, gear # 2 (spur) and 3 (bevel) are in one piece, and kept in contact with gear # 1 by the element # 5 which also supports the axis of gear # 4 (bevel) which meshes with gear # 3. Gear # 4 is locked to link # 6 which, through link # 7 commands the handle of the instrument. When desiring a pure rotation of the instrument about its axis, both gears # 1 and 2 should be rotated simultaneously, when wishing to activate the instrument, only gear # 2 should be rotated. Naturally, gear # 1 and 2 are rotated by a couple of small spur gears which are fixed to the two bevel gears shown in figure 10, which receive motion from the universal joints. Notice that being the axes of the motors parallel to those of the axes derived from the two bevel gears shown in fig.10, transmission is omokinetic and ensured also varying the depth of penetration of the instrument, since a prismatic joint is present between the central forks of the two universal joints.

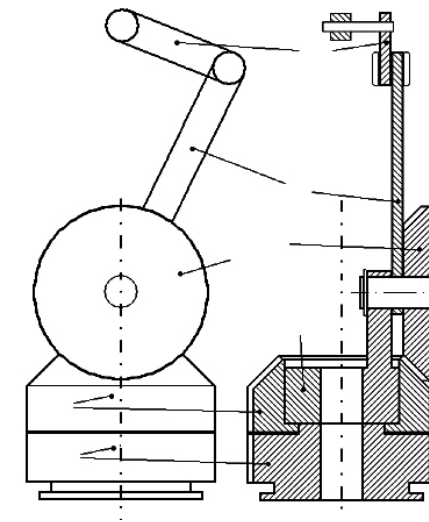


Fig. 11 – Scheme traditional instrument actuator

2.4 Conclusions

Since the goal of this project is to obtain a much less expensive robot with respect to, for instance, da Vinci, then also the controlling console might be a simple table on which three commercial joysticks are used, and on which a 3D video is sitting.

As can be seen, this is a first rapid description of an instrument which we did not yet started constructing, but the basic structure has been already determined. On the other hand, we believe that such an instrument will be very interesting for the market, since it transforms a very tough surgical procedure into an easy one, and actuated by one person only, but using non disposable or cheap instruments, and with a price for the robot much lower than actual robot. The entire system is covered by patent applications [51, 52].

3 The Odonto-Navi-Robot

3.1 Introduction

Presently, in order to produce a dental prosthesis it is necessary to obtain a model of the patient's arcade using a mouldable embossing. This is then given to a laboratory, scanned and analyzed to be transformed into a CAD model. The entire process is time consuming, sometimes weeks to produce the implantable prosthesis. However, so far, few are the technologies utilizing techniques suitable to shorten these times.

The systems developed so far [53-64] use different methods to produce the 3D model of the inside of the mouth, often obtaining no good results due to the low resolution, low acquisition speed and lack of sterility of the equipments. The systems more frequently used are based on multi image photogrammetry, laser scanning, structured or sectioned light.

The present research tries to overcome the limits previously expressed defining a structure mechanically simpler, with processing times and 3D model definition lower than the others, and with greater accuracy.

Substantially, it is a new method of direct detection of the mouth and of construction of the 3D model using structured light. A simple and quick method for shape determination, characterized by a relatively fast processing, low costs, with high final accuracy. In particular, the system could be composed by a passive self balancing arm or by a combination of constraints, a turning chair, mounted on wheels and adjustable height, guaranteeing in any event 6 DOF (a lower number of DOF would limit patient movements without need), fixed to a platform. The platform should also be fixed to the denture through a suitable mask, brought into contact of the teeth (for instance with steel wires) and to the head (or the jaw) of the patient with straps. The platform provides the

base for a miniaturized detection system of the teeth shape that can be moved in a plane both in active and passive mode within the mouth of the patient, in order to allow for the identification of the teeth position with respect to the x-y reference system, and the robotized scanning guided by the previous manual identification process. This miniaturized system could be composed by an LCD projector or any other light source focalized to generate an image on a very small surface, by one or more mirrors suitably placed, and by at least a video camera, directly or through optical fibres, whose direction of observation is inclined by a certain angle with respect to the direction of projection. Projection, mirror and video camera must be fixed to each other and movable, both in active and passive mode, with respect to the denture to be examined, with micrometric position control, as previously specified.

Moreover, dental implant positioning is generally performed manually by the dental surgeon, and requires a great ability and experience, since it is necessary to take into account both of the optimal position for the correct support of the prosthesis, and, even more importantly, the amount of bone stock available in the position selected for positioning the implant. This is usually obtained by a CAT scan, by an orthopantomography or by other methods [65-82]. The surgery is in any case difficult and not always successful. The present research, coupled to the one previously described, is aimed to supply the doctor with the possibility to preliminarily determine – navigating in a CAD representation of the patient mouth, which should display the positions of the teeth, gums and bone stock – the best inclination with respect to the denture plan in which implants should be fixed. To this end it is necessary to utilize a self balanced system, and a system to fix it to the superior or inferior denture (an adjustable mask which can rest on some of the teeth or on the gums being strapped to the head or the chin, defining a plane parallel to the denture), on which a second mechanism is posed, able to move both in active and passive mode along the plane of the teeth, on which a third mechanism is placed that allows to control the angle of drilling in two directions, while penetration is controlled by the doctor who drives the micro motor along a slide in the predetermined position.

3.1 The Oral Scanner

The detecting system we propose is composed by four video cameras connected to a PC observing the scene from different angles. A suitable system of lenses, fixed to the projector and to the detecting system, allows concentrating and focusing the projection at a close distance, while also two mirrors are fixed to the same system.

In order to allow the system to be always in a known position with respect to the dental arch, it is fundamental this to be placed on a platform placed at the end

of a self balanced kinematic chain having 6 DOF. This could be very similar to the one of the other Navi-Robot.

The overall system is schematically represented in Fig. 12

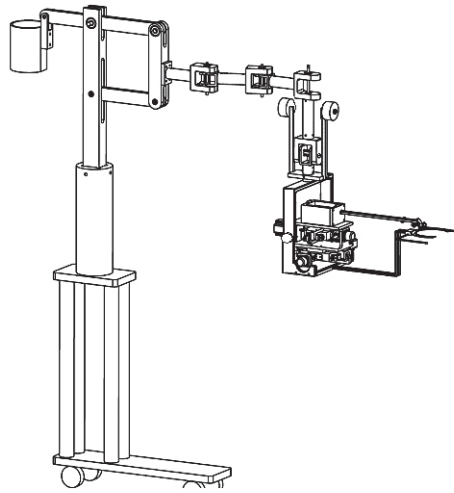


Fig. 12 – Scheme representing the elements composing the detection system

The platform needs then to be fixed to the upper or lower dental arch, through a mask (Figure 13) attached with straps to the head or the jaw, and sitting on the top of the teeth or, through special gum supports, on the gum surfaces, defining in this fashion a plane parallel to the patient's dental arch. The outer part of the mask must be rigidly fixed to the platform or seventh link of the self balanced structure.

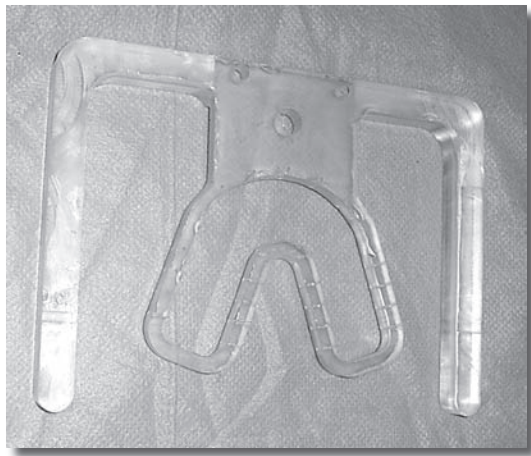


Fig. 13 – Mask for determining the arcade plan fixing the instrument to the patient's denture

The following Figure 14 shows the actual intra-oral system, in which the video cameras are placed directly on the final element. The shape detecting system of the dental arcade is positioned on the last link of the robotic arm. The four video cameras' position is constrained by the mirror dimension. The rays reflected by one or more mirrors covers a surface of about 1 centimetre squared, in order to allow scanning at least one tooth at the time.

In particular the projector (1) receives a signal from the PC and projects a light beam on a biconvex lens (2). The beam is sent to the mirror (3), that allows to convey the beam more precisely on the tooth under investigation.

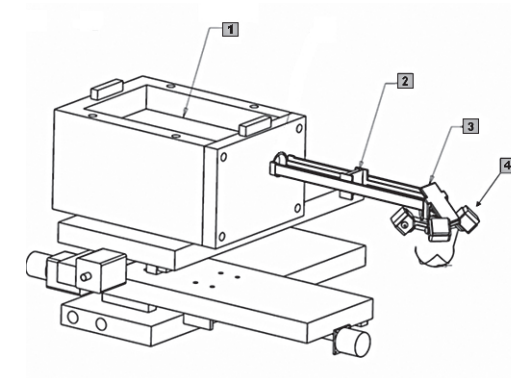


Fig. 14 – Present intra oral system, and relative four video cameras

The video cameras must guarantee the non interference with the light projected and an optimal resolution for the registration of the various images. This imposes the central axes of each video camera to cross the other axes at an inner point of the tooth, at about half its height to allow a complete vision of the entire tooth and the gum's region.

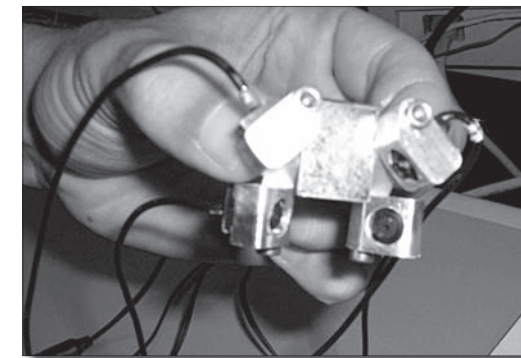


Fig. 15 – Optical detection system

The black/white pattern of lines, having different thickness and direction, is distorted by the tooth shape, allowing reconstructing the shape of tooth and gum. This is because the observed line (initially parallel) distortion allows, through a calibrated software, to correlate displacement of each line, to the local depth. During the line projection, the four video cameras record images, which, once processed by a PC via software, allow visualizing the tooth as a CAD model. Once the first tooth is scanned, the system moves, step by step, to examine the entire arcade. This process is performed thanks to the interposition, between the 6 DOF self balanced arm and the scanning system, of a further system allowing to move the scanning system within the plane of the dental arcade, driven, through suitable bearing, by threaded bars and relative screws, as depicted in the scheme shown in fig. 16, where with (18) is indicated the female screw. As far as concerns the position control in the x-y plane for the navigation mode, this is performed by two linear measuring devices placed on the sides of the threaded bars.

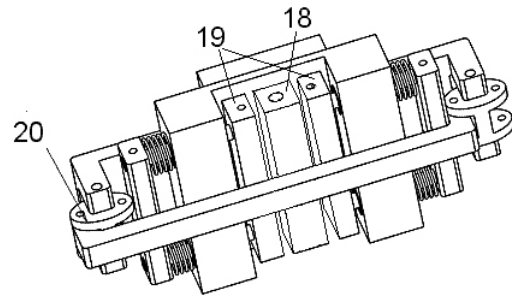


Fig. 16 – Mechanism to allow transition from Navigator to Robot mode in a planar system

In order to scan the oral cavity, the doctor first identifies the tooth position in navigator mode. Secondly he/she brings the navigator at the initial scanning position. Once this is done the x-y robot moves to automatically perform the dental arcade exploration. At the end of this operation the post-processing provides the final CAD model, and the dentist has all information needed to determine shape and optimal position of the various prostheses in order to obtain the desired result.

Data can be transmitted to the numerical milling machine that can produce the various components and eventually also the model.

Thus, the prosthesis could be possibly implanted in the patient's mouth even in the same day, and in any event the time of application is heavily shortened with respect to common procedures. During the detection phase, the mouth of the patient must be kept open and standard commercialized equipment could be

possibly used. This allows to perform the mouth exploration even in a limited space. In fact, the structure's dimensions are rather small, having a maximum width of 3.5 cm and a height of 1.8 cm, and be suitable To be introduced into the oral cavity. Actual dimensions can be further reduced using optical telescopes or optical fibres. It should also be noticed that the patient during the scanning process is not constrained to immobilization, since the system actively follows his/her movements.

In order to perform the exam of the oral cavity, the video cameras supporting structure must be introduced in the oral cavity itself, and thus must be sterilizable. It can be made of metal to be sterilized at high temperature, while the video cameras may removed or placed into a disposable sterile plastic bag. The present work is aimed to bypass the limits imposed by other methods, while the main constraint remains the application time. Notice however that, using this scanning system, the detection times are relatively short for each tooth, being needed a scanning process per tooth to cover the entire dental arch.

As far as the foreseen precision of the system, we can observe that it depends on the video cameras resolution, which is relatively low nowadays, but will possibly increase with technologic progress. It is however possible to obtain clouds of points representing the dental surfaces at a mean distance of 100μ , distance which may be increased further to accomplish the requirements of the American Association of the Dentists (40μ).

3.2 The Implant Precision Positioning Robot

In order to position implants, while several navigation systems have been developed [63-80], it is again fundamental to use a system able to guide in the exact position, allowing also to vary the inclination of the implant with respect to the plane of the dental arcade, in order to optimize both bone stock utilization, taking also into account the prevailing directions of the load. To this purpose it is necessary to have the possibility to rotate in a controlled way the direction of the implant along two perpendicular directions laying on the oral cavity plane (the x and y axes of the previous application).

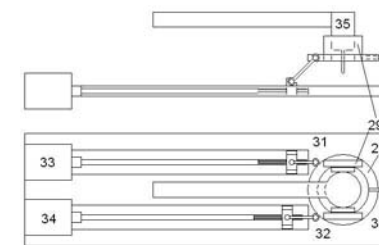


Fig. 17 – Scheme of the implant positioning Robot

The mechanism proposed, shown in figure 17 as seen from the top and the side, is a three member system, beside the frame. The main advantage, as a parallel structure, is its relative greater rigidity. Many are the possible configurations of a DOF robot, but it is easy to propose other configurations. In any event it is claimed that any two DOF parallel robot applied to implant positioning derives from the present invention. Passing to the preferred configuration, the first member (28) is a platform supporting the slide (29) driving the micro motor constrained by a double hinge (30) having perpendicular axes (a universal joint), that allows rotating the platform in two directions. On the other side the platform is hinged to two spherical hinges (31, 32) coupled to two bars, each constrained to a slider whose position is controlled by a threaded bar moved by step motors (33, 34). As in the previous case, the slide (29) guides the micro motor (35) which is driven by the surgeon.

The implantation procedure is the following: starting from a CAT scan operating in virtual reality the optimal position of the implants is determined. Then the mask is installed on the patient denture, is fixed with straps and the equipment connected. At this point, with the prismatic joints (x, y) in navigation mode and the 2 DOF robot in vertical position, the doctor, with a probe substituting the micro motor, touches pre-selected repere points on the denture, as determined during a navigation phase, which will be identified in the CAD representation of the mouth. Hence the correspondence between reality and virtual model is established, and the system is able to drive, in robot mode, implant installation in the pre-selected positions.

3.3 Conclusions

As can be seen, this is a short description of two instruments which may open new ways to fast dental prosthetics. The first of the two is under construction, for the second, we are waiting to obtain good results from the first, because without it, it could be difficult to use. Also in this case both systems are covered by patent applications [83 -92].

Acknowledgement

This work has been partly supported by the grant project FIRB RBAU01W5SE, by PIA C01/0637/P 46739-13 and by PIA C01/0612/P 46548-13.

References

[1] Bathis H, Perlick L, Tingart M, Luring C, Zurakowski D, Grifka J, "Alignment in total knee arthroplasty. A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique" *J Bone Joint Surg Br.* 2004 Jul; 86(5): 682-7.

[2] Gebhard F, Krettek C, Hufner T, "Computer aided orthopedic surgery (CAOS) -- a rapidly evolving technology" *Injury.* 2004 Jun; 35 Suppl 1: S-A1.

[3] Sugano N, "Computer-assisted orthopedic surgery" *J Orthop Sci.* 2003; 8(3): 442-8.

[4] Kahler D.M. "Image guidance: fluoroscopic navigation" *Clin Orthop Relat Res.* 2004 Apr;(421): 70-6.

[5] Langlotz F, "Potential pitfalls of computer aided orthopedic surgery", *Injury.* 2004 Jun; 35 Suppl 1: S-A17-23.

[6] Nolte LP, Beutler T, "Basic principles of CAOS", *Injury.* 2004 Jun; 35 Suppl 1: S-A6-16.

[7] Bouazza-Marouf K, Browbank I, Hewit JR, "Robot-assisted invasive orthopaedic surgery" *Mechatronics*, Volume: 6, Issue: 4, June, 1996, pp. 381- 397.

[8] Bouazza-Marouf K, Browbank I, Hewit JR, "Robotic-assisted internal fixation of femoral fractures" *Proc. IMechE part H – Engng Med.* 209 (H1), 51-58 (1995).

[9] Adili A, "Robot-assisted orthopedic surgery" *Semin Laparosc Surg.* 2004 Jun; 11(2): 89-98.

[10] Zambelli PY, Dewarrat ST, Bregand CH, Marti GA, Baur CH, Leyvraz PF "Electro mechanical arm – An alternative to the classical opto-tracking system" *3rd Annual Meeting of CAOS – International – Proceedings – Marbella (Spain) June 18-21 2003* p.412.

[11] Confalonieri N, "The Role of Computer Assisted Surgery for Hip and Knee", *1st PRO.MI National Congress*, Monza, nov. 12-13, 2004.

[12] Taylor RH, Joskowicz L, Williamson B, Guéziec A, Kalvin A, Kazanzides P, Van Vorhis R, Yao J, Rajesh K, Bzostek A, Sahay A, Börner M and Lahmer A, "Computer-integrated revision total hip replacement surgery: concept and preliminary results", *Medical Image Analysis* (1999) volume 3, number 3, pp 301–319 Oxford University Press.

[13] Siebert W, Mai S, Kober R, Heeckt PF, "Technique and first clinical results of robot-assisted total knee replacement", *The Knee* 9 (2002) 173–180.

[14] Nogler M, Polikeit A, Wimmer C, Breuckner A, Ferguson SJ, Krismer M, "Primary stability of a ROBODOC_ implanted anatomical stem versus manual implantation", *Clinical Biomechanics* 19 (2004) 123–129.

[15] Siebel T, Kafer W, "Clinical outcome following robotic assisted versus conventional total hip arthroplasty. A controlled and prospective study of seventy-one patients" *Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete*, 143 (4): 391-398 Jul-Aug 2005.

[16] Davies BL, Hibberd RD, Fan KL, Jakopec M, Harris SJ, "ACROBOT-Using Robots and Surgeons synergistically in Knee Surgery", *Proceedings ICAR'97, 8th International Conference on Advanced Robotics.* pp.173-180. July 7-9., Monterey, California USA., 1997.

[17] Jakopec M, Baena FRY, Harris SJ, Gomes P, Cobb J and Davies BL, "The "Hands-on" Orthopaedic Robot "Acrobot": Early Clinical Trials of Total Knee Replacement Surgery", *IEEE Transactions on Robotics and Automation, Special Issue on Medical Robotics*, 19(5), pp.902-911, 2003.

[18] Cobb JP, Henckel J, Harris SJ, Jakopec M, Baena FRY, Gomes MPSF and Davies BL, "An Active Constraint Robot Improves Outcomes in Total Knee Arthroplasty », *Computer Assisted Orthopaedic Surgery, Third Annual Meeting of CAOS International, Marbella, Spain, 18-21 June, pp. 64-65, 2003.*

- [19] Cobb JP, Henckel J, Gomes P, Harris SJ, Jakopec M, Rodriguez F, Barrett A, Davies BL, "Hands-on robotic unicompartmental knee replacement - A prospective, randomised controlled study of the Acrobot system", *Journal of Bone and Joint Surgery-British* Volume, 88B (2): 188-197 FEB 2006.
- [20] Wahrburg J, Gross I, Knappe P, Pieck S, Künzler S, Kerschbaumer F, "An interactive mechatronic assistance system to support surgical interventions", *International Congress Series* 1268 (2004) 431– 436.
- [21] Leardini A, Rapagnà L, Ensini A, Catani F, Cappello A, "Computer-assisted preoperative planning of a novel design of total ankle replacement" *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Volume: 67, Issue: 3, March, 2002, pp. 231 – 243.
- [22] Voss G, Bisler A, Bockholt U, Muller-Wittig WK, Schaffer A, "ICAPS an integrative computer-assisted planning system for pedicle screw insertion" *Stud Health Technol Inform* 2001;81:561-3.
- [23] Danieli GA, Fragomeni G, Giuzio E, La Ferla O, "The UNICAL Goniometer, a fundamental tool in computer aided fixation and virtual reality representation of the operatory theatre". In: *Proceedings of the 5th International Symposium on Computer Assisted Orthopaedic Surgery*. 2000, Davos, Swiss, p. 31.
- [24] Danieli GA, Fragomeni G, Giuzio E," Using Enhanced Reality in fracture reduction through external fixation". In: *Proceedings of ESDA 2000 Conference*. 2000, Montreux, Swiss, pp. 125-129.
- [25] Gatti G, Fragomeni G, and Danieli GA, "Theoretical Study and Design of a six Degrees of Freedom Measuring Device for Biomechanical Applications", *6th Biennial Conference on Engineering Systems Design and Analysis*, Istanbul, Turkey, July 8-11 2002, # ESDA2002/BIO-015.
- [26] Danieli GA, Fragomeni G and Giuzio E "Driving orthopaedic tools precisely in a given direction through a point under closed skin conditions", *Problems of Applied Mechanics*, No 2 (11), 2003, ISSN 1512-0740, pp.59-66.
- [27] Danieli GA, Gatti G, Mundo D and Fragomeni G, "Geometric Synthesis of a Four-Bar-Linkage for Knee External Fixation", *Proceedings of CK2005, International Workshop on Computational Kinematics*, Cassino, May 6-9 2005.
- [28] Danieli GA, "Measuring open kinematic chain able to turn into a positioning Robot", PCT/IT05/000487 del 08/08/2005, WO2006016391 A1 of February 16th 2006.
- [29] Danieli GA, Fragomeni G, Gatti G and Mundo D "Navigator – Robot for Surgical Procedures", PCT/IT03/00322 del 27/05/2003, WO 03/4469/3 of December the 4th 2003, EP03730474.8.
- [30] Danieli GA, Fragomeni G, Gatti G, Moschella D and Mundo D "Introducing Navi – Robot, a novel instrument for surgical procedures" *International Congress on Computational Biomechanics*, Zaragoza, Sept. 23-26, 2003, Vol. 1, 125-129.
- [31] Danieli GA, Fragomeni G, Gatti G, Merola A and Moschella D, "Navi-Robot, a Navigator able to turn itself into a Robot to reach the correct position for a given task during Orthopaedic Surgical Procedures" *WSEAS Transactions on Systems*, No 7, Vol. 4, July 2005, ISSN 1109-2777, pp. 1037-1045.
- [32] Denavit J and Hartenberg RS "A kinematic notation for lower-pair mechanism based on matrices". *ASME J. Appl. Mechan* 1955; 77: 215-221.
- [33] International Standard ISO 9283, *Manipulating industrial robots: performance criteria and related test methods*.
- [34] Limpert R, *Brake design and safety*, SAE International, 1992.
- [35] Dewaele F, Caemaert J et al. Intradural endoscopic closure of dural breaches ion a case of post-traumatic tension pneumocephalus *MINIM INVAS NEUROSUR* 50 (3): 178-181 JUN 2007.
- [36] Watrelot A, Place of transvaginal fertiloscopy in the management of tubal factor disease *REPROD BIOMED ONLINE* 15 (4): 389-395 OCT 2007.
- [37] Nappi C, Di Spiezio Sardo A et al. Prevention of adhesions in gynaecological endoscopy *HUM REPROD UPDATE* 13 (4): 379-394 JUL-AUG 2007.
- [38] Hernandez-Divers SJ, Stahl SJ et al. Endoscopic orchidectomy and salpingohysterectomy of pigeons (*Columba livia*): An avian model for minimally invasive endosurgery *J AVIAN MED SURG* 21 (1): 22-37 MAR 2007.
- [39] Hackethal A, Immenroth M, Burger T, Evaluation of target scores and benchmarks for the traversal task scenario of the minimally invasive surgical trainer-virtual reality (MIST-VR) laparoscopy simulator *SURG ENDOSC* 20 (4): 645-650 APR 2006.
- [40] Nievas MNCY, Haas E, Hollerhage HG et al. Combined minimal invasive techniques in deep supratentorial intracerebral haematomas *MINIM INVAS NEUROSUR* 47 (5): 294-298 OCT 2004.
- [41] Darwish AM, Hassan ZEAZ, Haemodynamic, biochemical and haematological changes during hysteroscopic myomectomy *GYNAECOL ENDOSC* 11 (6): 349-355 DEC 2002.
- [42] Korets R, Hyams ES et al. Robotic associated laparoscopic ureterocalicostomy *UROLOGY* 70 (2): 366-369 AUG 2007.
- [43] Tayar C, Karoui M et al. Robot-assisted laparoscopic mesh repair of incisional hernias with exclusive intracorporeal suturing: a pilot study *SURG ENDOSC* 21 (10): 1786-1789 OCT 2007.
- [44] Muller-Stich BP, Reiter MA et al. Robot-assisted versus conventional laparoscopic fundoplication: short-term outcome of a pilot randomized controlled trial *SURG ENDOSC* 21 (10): 1800-1805 OCT 2007.
- [45] Anderson C, Ellenhorn J et al. Pilot series of robot-assisted laparoscopic subtotal gastrectomy with extended lymphadenectomy for gastric cancer *SURG ENDOSC* 21 (9): 1662-1666 SEP 2007.
- [46] Advincula AP, Song A et al. The role of robotic surgery in gynecology *CURR OPIN OBSTET GYN* 19 (4): 331-336 AUG 2007.
- [47] Delooy H, Debacker M et al. European survey on training objectives in disaster medicine *EUR J EMERG MED* 14 (1): 25-31 FEB 2007.
- [48] Goldstraw MA, Patil K et al. A selected review and personal experience with robotic prostatectomy: implications for adoption of this new technology in the United Kingdom *PROSTATE CANCER P D* 10 (3): 242-249 SEP 2007.

- [49] Wang GJ, Barocas DA, Raman JD et al. Robotic vs open radical cystectomy: prospective comparison of perioperative outcomes and pathological measures of early oncological efficacy BJU INT, eFIRST date: 25 SEP 2007.
- [50] Nawrat Z, Podsedkowski L, Mianowski K, Wróblewski P, Kostka P, Pruski R, Małota Z, Religa Z, Robin Heart 2003--present state of the Polish telemanipulator project for cardiac surgery assistance, *Int J Artif Organs*. 2003 Dec; 26(12):1115-9.
- [51] Danieli GA and Riccipetioni G, "Robotized System of control and micrometric actuation of an endoscope", PCT/IT05/000486 del 08/08/2005, WO2006016390 A1 of February 16th 2006, EP 05778903.4, IPC A61B 19/00.
- [52] Danieli GA and Moschella D, "Endo-Navi-Robot per il controllo e movimentazione micrometrica di strumentazione endoscopica tradizionale, particolarmente adatto per laparoscopia neonatale", Domanda di Brevetto No. CS2007A000046, depositata 26/10/2007.
- [53] Burnell PKP, Asking L, et al. Studies of the human oropharyngeal airspaces using magnetic resonance imaging IV - The oropharyngeal retention effect for four inhalation delivery systems *J AEROSOL MED* 20 (3): 269-281 FAL 2007.
- [54] Sohmura T, Nagao M, Sakai M, Wakabayashi K, Kojima T, Kinuta S, Nakamura T, Takahashi J, High-resolution 3-D shape integration of dentition and face measured by new laser scanner. *IEEE Trans Med Imaging*. 2004 May; 23(5): 633-8.
- [55] Nagao M, Sohmura T, Kinuta S, Kojima T, Wakabayashi K, Nakamura T, Takahashi J, Integration of 3-D shapes of dentition and facial morphology using a high-speed laser scanner, *Int J Prosthodont*. 2001 Nov-Dec; 14(6): 497-503.
- [56] Kovacs L, Zimmermann A, Brockmann G, Baurecht H, Schwenzler-Zimmerer K, Papadopoulos NA, Papadopoulos MA, Sader R, Biemer E, Zeilhofer HF, Accuracy and precision of the three-dimensional assessment of the facial surface using a 3-D laser scanner. *IEEE Trans Med Imaging*. 2006 Jun; 25(6): 742-54.
- [57] Sohmura T, Kojima T, Wakabayashi K, Takahashi J, Use of an ultrahigh-speed laser scanner for constructing three-dimensional shapes of dentition and occlusion., *J Prosthet Dent*. 2000 Sep; 84(3): 345-52.
- [58] Hirogaki Y, Sohmura T, Satoh H, Takahashi J, Takada K, Complete 3-D reconstruction of dental cast shape using perceptual grouping., *IEEE Trans Med Imaging* 2001 Oct; 20(10): 1093-101.
- [59] Hajeer MY, Ayoub AF, Millett DT, Bock M, Siebert JP, Three-dimensional imaging in orthognathic surgery: the clinical application of a new method, *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 2002; 17(4): 318-30.
- [60] Kusnoto B, Evans CA, Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002 Oct; 122(4): 342-8.
- [61] Blackwell SA, Taylor RV, Gordon I, Ogleby CL, Tanijiri T, Yoshino M, Donald MR, Clement JG, 3-D imaging and quantitative comparison of human dentitions and simulated bite marks, *Int J Legal Med* 2007 Jan; 121(1): 9-17. Epub 2006 Jan 4.
- [62] Schutyser F, Swennen G, Suetens P, Robust visualization of the dental occlusion by a double scan procedure, *Med Image Comput Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv*. 2005; 8(Pt 1): 368-74.
- [63] Wakabayashi K, Sohmura T, Takahashi J, Kojima T, Akao T, Nakamura T, Takashima F, Maruyama T, Development of the computerized dental cast form analyzing system--three dimensional diagnosis of dental arch form and the investigation of measuring condition, *Dent Mater J*. 1997 Dec; 16(2): 180-90.
- [64] Lu P, Li Z, Wang Y, Chen J, Zhao J, The research and development of noncontact 3-D laser dental model measuring and analyzing system., *Chin J Dent Res*. 2000 Nov; 3(3): 7-14.
- [65] Xiaojun C, Yanping L, Yiqun W, Chengtao W, Computer-aided oral implantology: methods and applications. *J Med Eng Technol*. 2007 Nov-Dec; 31(6): 459-67.
- [66] Birkfellner W, Solar P, Gahleitner A, Huber K, Kainberger F, Kettenbach J, Homolka P, Diemling M, Watzek G, Bergmann H, In-vitro assessment of a registration protocol for image guided implant dentistry, *Clin Oral Implants Res*. 2001 Feb; 12(1): 69-78.
- [67] Xiaojun C, Chengtao W, Yanping L, A computer-aided oral implantology system, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2005; 3: 3312-5.
- [68] Hoffmann J, Westendorff C, Schneider M, Reinert S, Accuracy assessment of image-guided implant surgery: an experimental study, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 May-Jun; 20(3): 382-6.
- [69] Fortin T, Bosson JL, Coudert JL, Isidori M, Reliability of preoperative planning of an image-guided system for oral implant placement based on 3-dimensional images: an in vivo study, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Nov-Dec; 18(6): 886-93.
- [70] Siessegger M, Schneider BT, Mischkowski RA, Lazar F, Krug B, Klesper B, Zöller JE, Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites, *J Craniomaxillofac Surg*. 2001 Oct; 29(5): 276-81.
- [71] Ewers R, Schicho K, Truppe M, Seemann R, Reichwein A, Figl M, Wagner A, Computer-aided navigation in dental implantology: 7 years of clinical experience, *J Oral Maxillofac Surg*. 2004 Mar; 62(3): 329-34.
- [72] Wanschitz F, Birkfellner W, Watzinger F, Schopper C, Patruta S, Kainberger F, Figl M, Kettenbach J, Bergmann H, Ewers R, Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible, *Clin Oral Implants Res*. 2002 Feb; 13(1): 59-64.
- [73] Casap N, Wexler A, Lustmann J, Image-guided navigation system for placing dental implants, *Compend Contin Educ Dent*. 2004 Oct; 25(10): 783-4, 786, 788.
- [74] Meyer U, Wiesmann HP, Runte C, Fillies T, Meier N, Lueth T, Joos U, Evaluation of accuracy of insertion of dental implants and prosthetic treatment by computer-aided navigation in minipigs, *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2003 Apr; 41(2): 102-8.
- [75] Watzinger F, Birkfellner W, Wanschitz F, Millesi W, Schopper C, Sinko K, Huber K, Bergmann H, Ewers R, Positioning of dental implants using computer-aided navigation and an optical tracking system: case report and presentation of a new method, *J Craniomaxillofac Surg*. 1999 Apr; 27(2): 77-81.
- [76] Wittwer G, Adeyemo WL, Schicho K, Birkfellner W, Enislidis G, Prospective randomized clinical comparison of 2 dental implant navigation systems., *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Sep-Oct; 22(5): 785-90.

- [77] Birkfellner W, Huber K, Larson A, Hanson D, Diemling M, Homolka P, Bergmann H, A modular software system for computer-aided surgery and its first application in oral implantology, IEEE Trans Med Imaging. 2000 Jun; 19(6): 616-20.
- [78] Casap N, Wexler A, Persky N, Schneider A, Lustmann J, Navigation surgery for dental implants: assessment of accuracy of the image guided implantology system, J Oral Maxillofac Surg. 2004 Sep; 62(9 Suppl 2): 116-9.
- [79] Mischkowski RA, Zinser MJ, Neugebauer J, Kübler AC, Zöller JE, Comparison of static and dynamic computer-assisted guidance methods in implantology, Int J Comput Dent. 2006 Jan; 9(1): 23-35.
- [80] Miller RJ, Bier J, Surgical navigation in oral implantology, Implant Dent. 2006 Mar; 15(1): 41-7.
- [81] Widmann G, Bale RJ, Accuracy in computer-aided implant surgery--a review, Int J Oral Maxillofac Implants. 2006 Mar-Apr; 21(2): 305-13. Review.
- [82] Brief J, D Edinger, Hassfeld S, Eggers G, Accuracy of image-guided implantology. Clin Oral Implants Res. 2005 Aug; 16(4): 495-501.
- [83] Danieli GA and Riccipetioni G, "Robotized System of control and micrometric actuation of an endoscope", PCT/IT05/000486 del 08/08/2005, WO2006016390 A1 of February 16th 2006, EP 05778903.4, IPC A61B 19/00.
- [84] Danieli GA e Moschella D, "Endo-Navi-Robot per il controllo e movimentazione micrometrica di strumentazione endoscopica tradizionale, particolarmente adatto per laparoscopia neonatale", Domanda di Brevetto No. CS2007A000046, depositata 26/10/2007.
- [85] Danieli GA, Fragomeni G and Giuzio F, "New Technology for one-step Prosthetic Implantology", PCT/IT05/000485 del 08/08/2005, WO2006016389 A1 of February 16th 2006, EP 05778622.0, IPC A61C 13/00.
- [86] Danieli GA, Nudo P, Giuzio F e Moschella D, "Navi-Robot per il Rilievo del Calco Orale", Domanda di Brevetto No. CS2006A00014, depositata 27/10/2006.
- [87] Danieli GA, Nudo P, Giuzio F, Moschella D and Marrelli M, "Estensione del metodo di Rilievo del Calco Orale del Navi-Robot all'utilizzo di diversi sistemi di proiezione", Domanda di Brevetto No. CS2007A00019, depositata 19/04/2007.
- [88] Danieli GA, Nudo P, Giuzio F e Moschella D, "Apparecchiatura per il rilievo diretto del calco orale dalla bocca del paziente", Domanda di Brevetto No. CS2007A000048, depositata 29/10/2007.
- [89] Danieli GA, Nudo P, Giuzio F and Moschella D "Equipment for direct detection of the mouth CAD model from the patient's mouth", PCT/IT2007//000751, del 29/10/2007.
- [90] Danieli GA, Nudo P, Giuzio F e Moschella D, "Navi-Robot per il posizionamento di precisione di impianti nel cavo orale", Domanda di Brevetto No. CS2006A00015, depositata 27/10/2006.
- [91] Danieli GA, Giuzio F e Moschella D, "Odonto-Navi-Robot per il posizionamento di precisione di impianti nel cavo orale", Domanda di Brevetto No. CS2007A000045, depositata 26/10/2007.
- [92] Danieli GA, Giuzio F and Moschella D, "Odonto-Navi-Robot for precision positioning implants in the oral cavity", PCT/IT2007/000749, del 26/10/2007.

Biomechanical functional resemblance of the Kaiserslautern robot ROMAN to men - initial results of robot-human interaction.

Berns Karsten ¹, Mianowski Krzysztof ², Schmitz Norbert ¹

¹ Department of Computer Science, Robotics Group, University of Kaiserslautern, Germany,

² Institute of Aircraft Engineering and Applied Mechanics, Warsaw University of Technology,

Warsaw, Poland,

berns@informatik.uni-kl.de, kmianowski@meil.pw.edu.pl

Abstract.

For a long time people have been interested in the similarity between living organisms and the engineering devices built by them. Recent developments in the area of service robotics show an increasing interest in personal robots. Those personal robots can help to handle daily work and to entertain people. Future service robots will more and more be able to communicate with humans in a natural way. The communication between humans is not only based on speech, in fact movements and emotions are very important. The expression of those emotions is a combination of neck, eyes and skin movements. Therefore this paper presents the construction of the humanoid robot head ROMAN with artificial eyes and neck, and initial version of the body. The head includes actuators, sensors and mechanical parts which are all integrated into the head. The current design enable the robot to include a complex sensors system and a complete emotional system.

Index Terms— humanoid head, artificial eyes, artificial neck

1 Introduction

For a long time people have been interested in the similarity between living organisms and the engineering devices built by them. Already Aristotle said: "both the whole organism and its parts exist for a specific purpose, which is the function performed". It should be notice, that classifications according to functions of the organism are more compatible with the cybernetic approach than anatomical classifications [11]. Different properties of limbs of vertebrates are using in building of the constructions of robot-manipulators. One of a most interesting idea was observed by Wiener: both in engineering and biology there exist elements operating by the principle of minimum energy consumption, such as mechanical manipulators with springs for relief and human limbs with

initial muscle tonus for the static equilibrium. Present and future engineering needs the concept of machine-systems, in which machines are conjoined to the environment not only by energy flow but also by signal exchange. The elements receiving outside signals are the counterparts of animal sense organs – the receptors, whereas the final executive elements are the effectors. Certain basic problems connected with reproduction of function of lively organisms in design and construction of robots undertakes biomechanics and cybernetics. It should be noted, that biomechanics is a study of movement and mechanisms of motion with special emphasis of human beings. By exploiting very simple biocybernetic models, it is possible to create mechanical devices similar to human, not only from geometrical point of view, but some functional characteristics too. Such a models can imitate behaviour and living functions of a human body, arms, legs, head, and by applying artificial receptors, can extract information from the environment for executing advisable exercises similarly to the human.

Recent developments in the area of service robotics show an increasing interest in personal robots. Those personal robots can help to handle daily work and to entertain people. Both tasks require a robot that is able to communicate with people in a natural way. The communication between humans is not only based on spoken and written words. Several aspects like gestures, mimic and movements play an important role. Current robots lack the ability to communicate with humans in a natural way. An important part of non-verbal interaction are the movements of neck, eyes and the upper part of the body. Constructions for eye movements like [1] cannot be positioned precisely as nylon cables are expandable. Direct connections via gears improve the precision of eye movements but they also increase the complexity of the construction. Small systems [2] includes only tiny cameras with low resolutions. Those sensor systems cannot be used for complex vision algorithms which are important for several aspects of natural communication. It is important to focus the sensor systems precisely on different points of interest which are detected by the sensor system [3]. Besides the construction of hard-ware, several projects concerning man-machine interaction can be found in literature. It can be seen that those projects either focus on the expression of emotions [4] or on the application of those robots [4,5]. Robots including a complex vision system and additional sensors often simplify the emotional feedback and vice versa. It is a complex task to integrate both vision and emotional systems into a single head. At present humanoid robot are not able to realize all human motions so important movements have to be selected. [6] numerates several action units which describe humans motions including body, neck, eye and skin movements. The combination of those action units results in the expression of emotions like fear or joy.

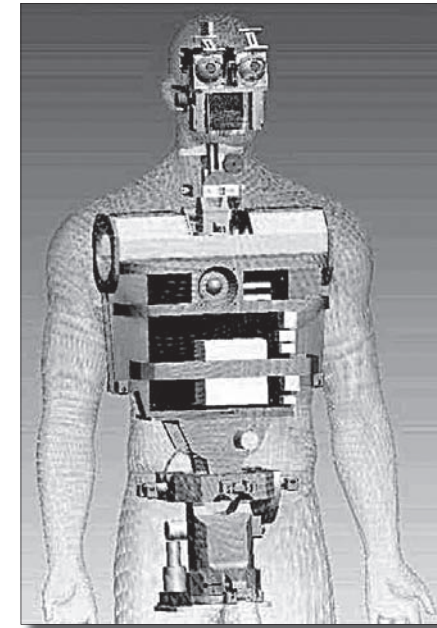


Fig. 1. Zygote's 3D realistic human model with engineering drawings of the upper body, the neck and the head construction

In this paper we describe the mechanical design and construction of upper body, eyes and a fourth neck joint for the humanoid robot ROMAN. The revised emotional system and the 3DOF neck is described in [7] and [8]. Based on the previously build neck and the artificial skin we also show how we integrate the vision system and several other sensors into the robot head. Additional sensors like a smell sensor and an inertial system will be integrated in future. Picture 1 shows an engineering drawing of ROMAN including upper body, neck and eyes included in Zygote's human 3D model. The human model has natural dimensions and can be used to realize a design with realistic human proportions.

2 The humanoid robot ROMAN

The humanoid robot ROMAN (see Fig. 2) of the University of Kaiserslautern is designed to both simulate facial expressions of humans and perceive the environment with a complex sensor system including stereo-camera system, artificial nose and several microphones. In contrast to several other humanoid



Fig. 2. A previous version of the humanoid robot. ROMAN™ (ROMAN = RObot huMan interAction machiNe) with human-like silicon skin.

projects it will be analyzed if a humanlike robot head can increase the performance of non-verbal communication in comparison to technical heads. Therefore it is necessary to construct and realize a robot which integrates both emotional and sensor system which is a complex task due to the limited available space.

The previous mechanical design of ROMAN consists of a 3DOF neck construction, an artificial skeleton and the emotional system based on eleven servo motors moving small metal plates which are glued to a silicon mask. The neck [8] realizes all 3DOF in a single point and clamps the two main aluminum plates. The artificial skeleton consists of the entire head and the lower jaw which are attached to the main plates together with the servo motors. The silicon skin is glued to the skeleton and can be moved with the help of 8 small metal plates which are connected to the servo motors with cables. Further information about the emotional system can be found in [7].

The first design of the robot head revealed several drawbacks which leads to an enhanced design. A major drawback of the previous design is that several emotional expressions cannot be recognized due to missing movements of the robot. It is obvious that additional actuators and complex sensors must be included in the head to realize the presented goals. Therefore a complete redesign of the main plates is necessary to reduce the weight and create the necessary space to integrate the desired sensor system.

TABLE I

LIST OF ALL REALIZED ACTION UNITS CORRESPONDING TO EKMAN' NUMBERING SYSTEM INCLUDING THE APPROXIMATED MAXIMUM RANGES OF MOTION

Head Positions

1 Inner Brow Raise	1cm
2 Outer Brow Raise	1cm
9 Nose Wrinkle	1cm
12 Lip Corner Puller	1cm
15 Lip Corner Depressor	1cm
20 Lip Stretch	1cm
24 Lip Presser	1cm
26 Yaw Drop	10°.

Head Positions

51 Turn Left	60°.
52 Turn Right	60°.
53 Head Up	20°.
54 Head Down	20°.
55 Tilt Left	30°.
56 Tilt Right	30°.
57 Forward	2cm
58 Back	2cm

Eye Positions

61 Eyes Left	30°.
62 Eyes Right	30°.
63 Eyes Up	40°.
64 Eyes Down	40°.
65 Walleye	see above
66 Crosseye	see above

Based on these drawbacks the most important aspects for the improved head construction are:

- Integration of an artificial upper body with 3DOF
- Integration of the artificial eyes including a stereo camera system
- Additional neck joint to realize a 4DOF neck
- Guidances and traverse paths for wires and metal plates for the motion of the artificial skin

The additional movements of body, neck and eyes are necessary to improve the non-verbal communication system. The movements of the human non-verbal communication system are described in [6]. Ekman categorizes human movements and builds so called action units which must be combined to generate an emotional expression. The availability of these units is a major criteria for the quality of non-verbal communication.

As it is not possible to realize all human movements we decided to realize the most important action units listed in I. These include all human head and eye movements as well as the most important movements of the skin.

3 Design and construction

Based on the insights of the previous chapter we present a new design for the mechanical system of the humanoid robot. The following chapters will present upper body, eyes, neck and the new interior frame in detail. All following parts since not mentioned otherwise are made of Polyoxymethylen (POM) which is a thermoplastic with a density of 1.41 g/cm^3 and a high stiffness.

A. Upper body

The movements of the human spine will be approximated with three degrees of freedom in relation to the base in an open kinematic chain. The kinematic scheme of the lumbar spine is similar to the one used in the design of the neck, while ranges of motion should be appropriate to the functions of the spine. The ranges of motion include rotation over vertical axis, inclination forward/backward in relation to horizontal axis ($\pm 30^\circ$ and $\pm 40^\circ$) and inclination left/right in frontal plane ($\pm 30^\circ$).

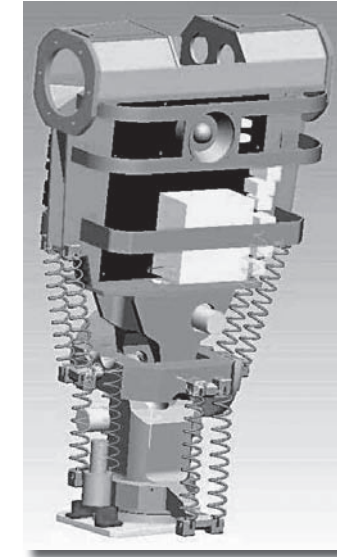


Fig. 3. Engineering drawing of the upper body of the humanoid robot with integrated mainboards, loudspeaker and the 3DOF hip with supporting springs.

Figure 3 shows the engineering drawing of the upper body including all necessary electronic devices. It was assumed that two mainboards will be located on the chest in the front and in the back side. For the synthesis and recognition of speech a four channel sound card and a loud-speaker in the front of the body will be applied. For the protection of the equipment, the chest has to be adequately stable and safe, so the basic design of the chest has the form of a stiff box with artificial ribs for protection. The chest as a mechanical part should be adequately resistant to transfer gravitational and external moments/forces acting to the head and to upper limbs (arms, hands), and should be relatively lightweight. It was decided to use the typical shell-shaped design for the box with planar walls made as a bent of thick plates and welded duraluminium.

The mechanism consists of the base, rotational fork 1 driven by electric motor with gear, special cross yoke beared by ball bearing in the fork 1 for inclination forward-backward and fork 2 for inclination left-right side beared by ball bearing in the cross yoke. Driving forces (torques) are generated by electric motors with gears chosen in such a way, that typical compact solution of the motor with planetary gear is mounted to the fork (1, 2) and each one propels by small toothed wheel the big one mounted to the cross yoke. The only problem is with the gravitational forces (generated external torques) from the main part of the construction. The total mass of the body is estimated up to 50kg. To compensate (partially) the external torque over horizontal axes produced by gravitational

forces, in the proposed solution it has been applied special additional bridges attached outside the cross yoke on each inclination axis with elastic elements for compensating changes of potential energy, i.e. external springs which can be seen in in Fig. 3 and 4.

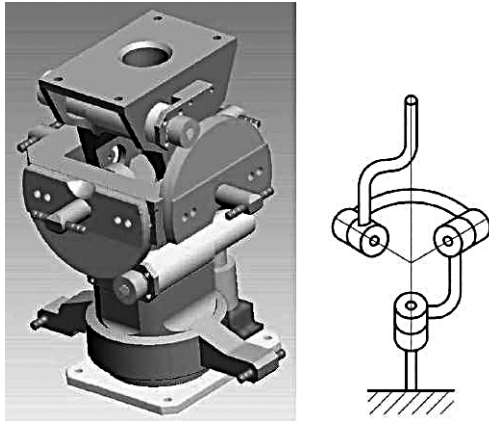


Fig. 4. Engineering drawing and scheme of the 3DOF hip

Dynamic (quasi-static) characteristics of the driving systems of the neck and of the spine are shown in Fig. 6. As it is shown the driving torque does not exceed 10% of the maximum value of gravitational torque of the head. Unfortunately there is not to much place and there are no appropriate springs to very accurate compensating of gravitational torque of the body. The total mass was estimated up to 50 kg, the estimated mass of the model of corpus of the body with the spine shown in Fig. 3 is nearly 15 kg, while the real mass will be known when the prototype of all the system will be arranged. So we have decided to choose existed springs as good as possible from the catalog (two in each side as it is shown in the figures), and they will be well chosen and fitted on the prototype. From the analysis made in MATLAB program it is shown, that the driving system (motor with planetary gear and one step wheel gear) should generate about 60-65% of the maximum value of external gravitational force. Of course, if the mass will be less then 50 kg, this value will be a little less, but the driving system should generate the appropriate torque in every situation.

One of the main aesthetic problem of the proposed solution was to integrate all applied mechanical/electric/electronic parts into one compact mechatronic system geometrically and functionally similar and mimic to the real human body.

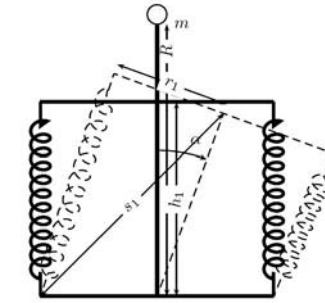


Fig. 5. The scheme of generating antigravitational torque

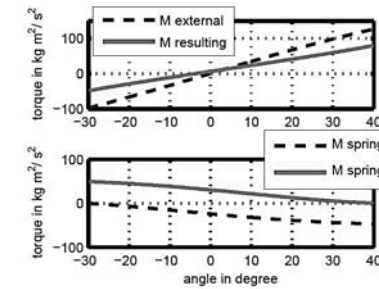


Fig. 6. Obtaining results of compensating the gravitational torque.

With using modern 3D Computer Aided Design system Pro Engineer Wild Fire with specialized modulus for assembly, animation, and dynamic simulation, this problem was solved in such a way, that in every step of the development of the design, specific animation and dynamic simulation has been executed. The last phase of this process is shown in Fig. 1. Artificial spine with the frame of the corpus (body) and with the neck is shown on the animation with the shell-shape of human body. Then they was assembled together to show, how accurate the design was prepared. Of course there are some differences comes from technical and mechanical performances of the design, but in every step we was deeply investigated it behind and against of each even small fragment and then we was decided which solution will be good and better. It was a kind of optimization process under design circumstances and real limitations. As a result, very suitable and adequate to real nature solution has been obtained.

B. Eyes

The construction of the eyes should be compact and lightweight since space is limited. They must be able to move the eyeballs independently up/down and left/right. The upper eyelid has to be movable to assist the expression of emotions. Additionally a small camera has to be integrated in the eyeball which is connected to the exterior electronic parts with a flexible cable.

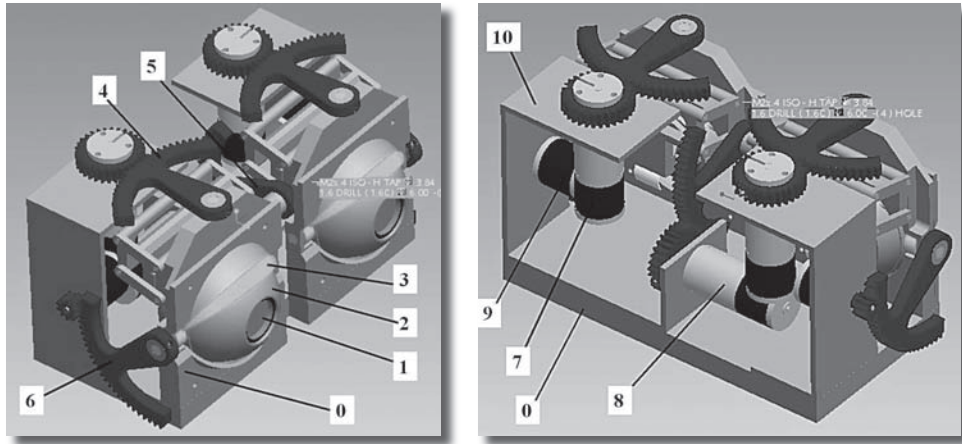


Fig. 7. New version of the artificial eyes.

The image on Fig. 7 shows an assembly of eyes with the eyeballs, gearwheels and the motors with their attachments. The eyeball has 3 movable axes: eyeball up/down and left/right and the upper lid. The eyeball rotates in an external attachment, while up/down rotational motion is realized with using special planar parallelogram as it is shown in Fig. 8.

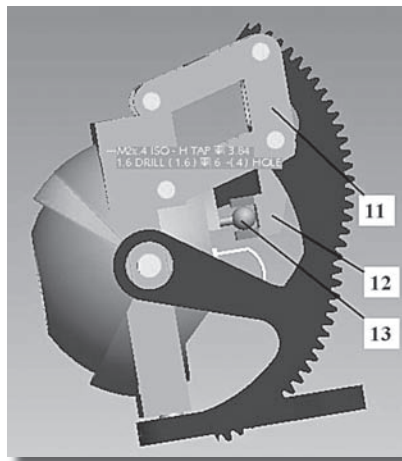


Fig. 8. External parallelogram mechanism for decoupling motions of an eye ball.

4 Conclusion and outlook

Described in this paper design has been realized to obtain the reduced weight of the body and head and by using springs partially eliminate the influence of gravity, which is similar to human muscle tonus, and introduce the decoupling of an eye rotational up/down – left/right motions. A main topic of the camera system will be the detection, tracking and recognition of humans in the environment of the robot. Besides the cameras it is very important to include several other sensor systems like microphones. The sound system and the localization of sound is an important factor in the communication process between humans and robots. Additional sensors like smell sensors and inertial system have to be incorporated into the mechanical design of the robot. Besides the hardware system several software aspects concerning man-machine interaction will be integrated. A humanoid head should be able to speak which requires a speech synthesis technique. Additionally it would be interesting to integrate a speech recognition software to realize first interactive dialogs.

References

- [1] D. Biamino, G. Cannata, M. Maggiali, and A. Piazza, „Mac-eye: a tendon driven fully embedded robot eye,” in Proceedings of 2005 5th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, 2005.
- [2] D. Pongas, F. Guenter, A. Guignard, and A. Billard, „Development of a miniature pair of eyes with camera for the humanoid robot robota,” in IEEE-RAS/RSJ International Conference on Humanoid Robots (Humanoids 2004), 2004.
- [3] A. Ude, V. Wyart, L. Lin, and G. Cheng, „Distributed visual attention on a humanoid robot,” in Proceedings of 2005 5th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, 2005.
- [4] K. Itoh, H. Miwa, Y. Onishi, K. Imanishi, and et.al., „Development of face robot to express the individual face by optimizing the facial features,” in Proceedings of 2005 5th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, 2005.
- [5] M. Bennewitz, F. Faber, D. Joho, M. Schreiber, and S. Behnke, „Towards a humanoid museum guide robot that interacts with multiple persons,” Proceedings of 2005 5th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, 2005.
- [6] P. Ekman, W. Friesen, and J. Hager, Facial Action Coding System (FACS) -Manual, cd edition ed., 2002.
- [7] K. Berns and J. Hirth, „Control of facial expressions of the humanoid robot head roman,” in IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), Beijing, China, October 9 -15 2006.

- [8] K. Berns, C. Hillenbrand, and K. Mianowski, „The mechatronic design of a human-like robot head,” in 16-th CISM-IFToMM Symposium on Robot Design, Dynamics, and Control (ROMANSY), 2006.
- [9] K.-U. Scholl, V. Kepplin, J. Albiez, and R. Dillmann, „Developing robot prototypes with an expandable modular controller architecture,” in Proceedings of the International Conference on Intelligent Autonomous Systems, Venedig, June 2000, pp. 67-74.
- [10] K. Scholl, V. Kepplin, J. Albiez, and R. Dillmann, „Developing robot prototypes with an expandable modular controller architecture,” in Proceedings of the International Conference on Intelligent Autonomous Systems, Venedig, June 2000, pp. 67 – 74.
- [11] Morecki A., Ekiel J., Fidelus K.: Cybernetic Systems of Limb Movements in Man, Animals and Robots, 1984, Polish Scientific Publishers, Warsaw, Ellis Horwood Limited Publishers, Chichester.

Robin Heart Vision – telemanipulator toru endoskopowego.

Z.Nawrat^{1,2}, L.Podsekowski³, P.Kostka^{4,5}, W.Dybka⁵, K.Rohr⁵, A.Kandora⁵, Z.Małota¹
Fundacja Rozwoju Kardiologii, Zabrze; ² Śląski Uniwersytet Medyczny, Katowice; ³ Politechnika
Łódzka, Łódź; ⁴ Politechnika Śląska, Gliwice; ⁵
Zakład Robin Heart Service, Fundacja Rozwoju Kardiologii, Zabrze

Streszczenie:

Robin Heart Vision (RiH Vision) jest najmłodszym członkiem rodziny robotów o nazwie Robin Heart. Został zaprojektowany jako manipulator toru endoskopowego, posiada na końcu ramienia uchwyt do montażu endoskopu z kamerą. Opierając się na projekcie robota RiH została zrealizowana konstrukcja robota o 4 stopniach swobody, odpowiedniej przestrzeni pracy i rozdzielczości nie gorszej niż 0.5 mm. Ramię robota RiH Vision może pracować na zarówno zamontowane na niezależnej podstawie jak i montowane za pomocą specjalnego mocowania bezpośrednio do stołu operacyjnego. System sterowania oparto na procesorach sygnałowych. Robot może być sterowany przez chirurga za pomocą głosu, dżoystika lub pedału.

Robin Heart Vision – The Robotic Holder for Endoscopic Camera

Abstract:

Robin Heart Vision (RiH Vision) telemanipulator is a youngest member of RiH family designed as a robotic holder for endoscopic camera, so it is equipped with special socket for quick endoscope fixing. Based on RiH1 construction was created: four degrees of freedom (DOF), relatively large working space, resolution less or equal 0.5 mm. As a one surgery robotic arm RiH Vision is adapted to be fixed both directly to operation table and to stand on autonomous column next to it. The control system is based on digital signal processor (DSP) specialized for motor control, working as central unit. Robot can be steering via voice, joystick or pedals control.

1 Wprowadzenie

Rynek telemanipulatorów medycznych stosowanych w kardiochirurgii rozwija się bardzo dynamicznie. Zapotrzebowanie na te nowoczesne narzędzia chirurgii jest coraz większe ponieważ ich stosowanie zwiększa precyzję operowania i pozwala na wykonywanie zabiegu w sposób mniej inwazyjny – ogranicza uraz okołoperacyjny. Na świecie kilka milionów rocznie wykonuje się operacji mało-inwazyjnych. We wszystkich tych operacjach podstawowym problemem jest dostarczenie obrazu z pola operacji gdyż chirurg operujący narzędziami wprowadzonymi do organizmu pacjenta przez małe otwory traci możliwość obserwacji bezpośredniej pola operacyjnego. Endoskopowy tor wizyjny wyposażony w system optyczny i kamerę umożliwia pokazanie na monitorze odpowiednio powiększonego obrazu o odpowiedniej jakości. W czasie klasycznej operacji asystent trzyma sztywny endoskop i ustawia go w pozycji umożliwiającej obserwację aktywnie wykorzystywanego aktualnie pola operacji. Najlepszym rozwiązaniem zagadnienia, zarówno z punktu widzenia ekonomicznego jak i ergonomicznego, jest wykorzystanie do tego celu stabilnego sterowanego przez chirurga prowadzącego operację stelaża – najlepiej robota.

W latach 2006-2007 powstał w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze telemanipulator Robin Heart Vision. Opierając się na doświadczeniach zespołu i projektach zrealizowanych wcześniej, pracach modelowych i konstrukcyjnych, wykonano model telemanipulatora endoskopowego, który poddano weryfikacji i badaniom funkcjonalnym. Projekt został oparty na testowanym w latach 2003-2005 prototypowym ramieniu Robin Heart 1 (porównanie modeli na rys.1). Celem badań rozwojowych jest wdrożenie kliniczne robota, który mógłby być swobodnie wykorzystywany w szerokim zakresie operacji laparoskopowych i torakoskopowych. Prowadzone są również badania związane z wprowadzeniem zunifikowanego systemu sterowania na sali operacyjnym obejmującym w pierwszym etapie zrobotyzowany system endowizyjny i stół operacyjny. Nawiązaliśmy współpracę naukową w tej dziedzinie ze znanym polskim producentem sprzętu medycznego FAMED Sp z oo w Żywcu.

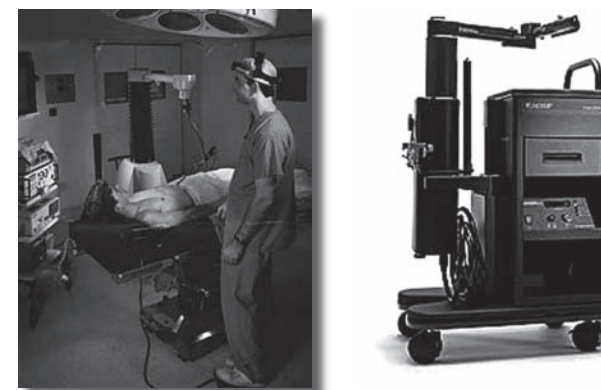
Roboty, nowe narzędzia chirurgów zostały wprowadzone w celu zmniejszenia urazu pooperacyjnego oraz zwiększenia precyzji wykonywania operacji mało-inwazyjnych (laparoskopowych, endoskopowych). Działanie telemanipulatora (robot zdalnie sterowany) chirurgicznego obecnie polega na powieleniu dokładnych ruchów ręki chirurga (obsługującego konsolę) przez instrumenty chirurgiczne i na eliminacji drgań.

Podczas mini-inwazyjnej operacji chirurgicznej nadzór ruchem narzędzi zrobotyzowanych ale również i klasycznych narzędzi laparoskopowych odbywa się za pomocą obserwacji wzrokowej. Obrazowanie zabiegu prowadzone jest

za pomocą stereowizyjnej kamery endowizyjnej sterowanej głosem lub dłonią. Roboty te powinny cechować się następującymi wymaganiami:

- stabilny obraz pola operacyjnego
- duża sprawność oraz precyzja wykonywanych ruchów
- bezpośrednie sterowanie i kontrola przez chirurga
- minimum 5 stopni swobody (3 stopnie swobody na ramię i 2 na endoskop).

Jednym z pierwszych seryjnie wytwarzanych robotów chirurgicznych typu Master-Slave był teleoperator ZeusTM firmy Computer MotionCM (Goleta, CA). W części slave, składa się z trzech ramion mocowanych do stołu operacyjnego: jedno z kamerą sterowaną głosem (AESOP) oraz dwóch wyposażonych w narzędzia chirurgiczne. Firma CM wprowadziła w 1994 na rynek pierwszy system zdalnego pozycjonowania endoskopu - AESOP- z ang. Auto Endoscope System for Optimal Positioning (Rys.1). Robot „da Vinci” firmy Intuitive Surgical (rok temu firma ta przejęła firmę CM) oparty jest na systemie zwartego układu (master), czyli konsoli chirurga z okularem stereoskopowym i manetkami manipulacyjnymi, oraz układu slave – trzech ramion zamontowanych na jednej kolumnie w kamerę i komplet narzędzi do wymiany. Najnowszy produkt da Vinci posiada „trzecią rękę”, której potrzebę dla niektórych rodzajów zabiegów wykazały doświadczenia kliniczne.



Rys.1 Endosista firmy Armstrong Healthcare Ltd. Aesop 3000 firmy Computer Motion Inc

Najpopularniejszy (ponad 200 tys. operacji) zrobotyzowany asystent chirurgów, AESOP firmy Computer Motion, sterowany jest głosem. Pozwala on na swobodne sterowanie położeniem i funkcjami obrazowymi kamery endoskopowej. System analizuje i realizuje rozkazy dźwiękowe. Z mniejszym zainteresowaniem spotkał się angielski system EndoAssist, w którym chirurg kontroluje ruchami głowy

kamerę. Kamera porusza się, gdy zostanie wciśnięty nogą pedał. EndoAssist stosowany jest do przeszło kilkuset zabiegów chirurgicznych.

Przy ich pomocy takich robotów jak sterowany głosem AESOP (Computer Motion, USA – obecnie nieprodukowany) lub sterowany położeniem głowy EndoAssist (Armstrong Healthcare Ltd, High Wycombe, Wlk.Brytania) chirurg może samodzielnie sterować położeniem kamery endoskopowej, służącej jako jego „oczy” w zamkniętym obszarze pola operacji.

Rynek telemanipulatorów medycznych stosowanych w kardiochirurgii rozwija się bardzo dynamicznie. Zapotrzebowanie na te nowoczesne narzędzia chirurgii jest coraz większe ponieważ ich stosowanie zwiększa precyzję operowania i pozwala na wykonywanie zabiegu w sposób mniej inwazyjny – ogranicza uraz okołoperacyjny. Amerykańska firma MedMarket Dilligence analizująca trendy w przemyśle medycznym prognozuje, że po 2009 r. światowy rynek robotyki chirurgicznej będzie rósł w tempie 30-45% rocznie. Polityka marketingowa oraz patentowa są jedną z przyczyn, które powodują, że cena zakupu i serwisowania robotów nie pozwala na rozpowszechnienie tych nowoczesnych narzędzi chirurga. UNECE, specjalistyczna agenda ONZ, szacowała, że w latach 2004-2007 do szpitali na świecie trafi blisko 2 tys robotów służących do operowania pacjentów. Oceniam, że ta wielkość została zrealizowana tylko (lub aż!) w połowie.

2. Polski robot

Prace nad polskim robotem finansowane przez KBN i Fundację Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze prowadzone są od 2000 r. Projekt badawczy realizowany przez multidyscyplinarny zespół w kilku ośrodkach naukowych w Polsce obejmuje swoim zakresem opracowanie różnych strategii operacji, symulacje przebiegu operacji, opracowanie ergonomicznego stanowiska pracy chirurga, zaprojektowanie układu sterowania i konstrukcji mechanicznej manipulatora oraz wykonanie niezbędnych modeli i prototypu. Rezultatem prac jest system urządzeń, prototypów telemanipulatorów chirurgicznych o nazwie Robin Heart. Ramię robota, wykorzystane do pozycjonowania narzędzi i kamery wideo, posiada o wiele większą dokładność i stabilność niż ręka chirurga. W klasycznej operacji endoskopowej główny operator trzyma w obydwu dłoniach narzędzia laparoskopowe a asystent trzyma kamerę od której położenia zależy prezentacja właściwego obrazu pola operacyjnego.

Zgodnie z planem przyjętym rozwoju pierwszy wdrożony będzie system sterowania kamerą endoskopową. Efektywniejsze, samodzielne sterowanie kamerą zwiększa komfort operatora i skraca czas operacji. Telemanipulator sterujący kamerą stanowić będzie w najbliższych latach niezbędne wyposażenie operacji miniinwazyjnych, których gwałtowny rozwój związany

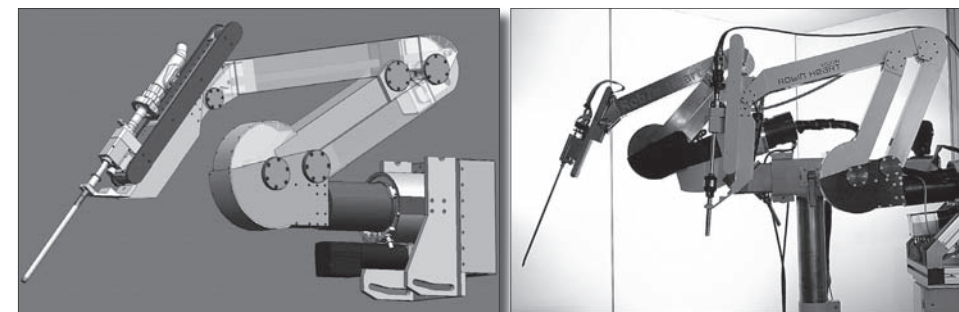
jest z zmniejszeniem kosztów samego zabiegu (w stosunku do konwencjonalnej operacji) i skróceniem czasu hospitalizacji bezpośrednio po operacji a przede wszystkim ze zmniejszeniem liczby powikłań pooperacyjnych.

3. Robin Heart Vision

Robin Heart Vision to telemanipulator, który służy do uchwycenia i sterowania położeniem endoskopowego układu optycznego w trakcie mniej inwazyjnych operacji chirurgicznych. Do specjalnego uchwytu mocuje się typowe elementy toru wizyjnego endokamery. Elementy systemu optycznego nie są tematem naszego projektu – zamierzamy wykorzystać komercyjne urządzenia.

3.1 Prace konstrukcyjne

W ramach zadań, zgodnie z przyjętym harmonogramem, opierając się na doświadczeniach zespołu i projektach zrealizowanych wcześniej, pracach modelowych i konstrukcyjnych, wykonano model telemanipulatora endoskopowego, który poddano weryfikacji i badaniom funkcjonalnym. Projekt został oparty na testowanym w latach 2003-2005 prototypowym ramieniu Robin Heart 1 (porównanie modeli na rys.2).



Rys.2 Model Robin Heart Vision oraz fotografia wykonanego modelu (na pierwszym planie). Na drugim planie prototyp Robin Heart

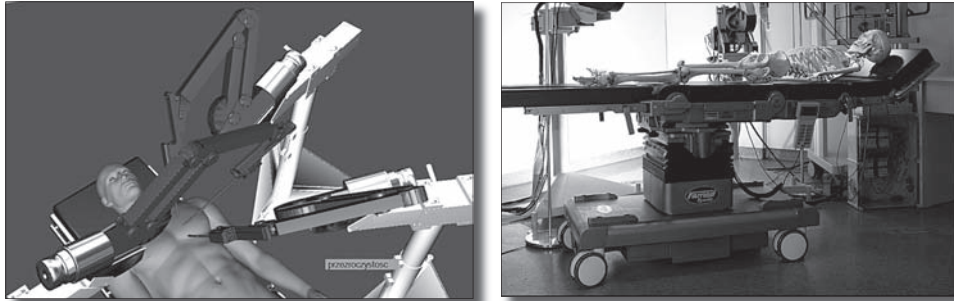
Prace modelowe dotyczyły zarówno samej konstrukcji robota jak i testy jego funkcjonalnych cech na wirtualnej sali operacyjnej.

Opracowany telemanipulator, przeznaczony do pozycjonowania endoskopu w trakcie zabiegów chirurgicznych (możliwość zamocowania endoskopów wielu producentów) posiada następujące parametry:

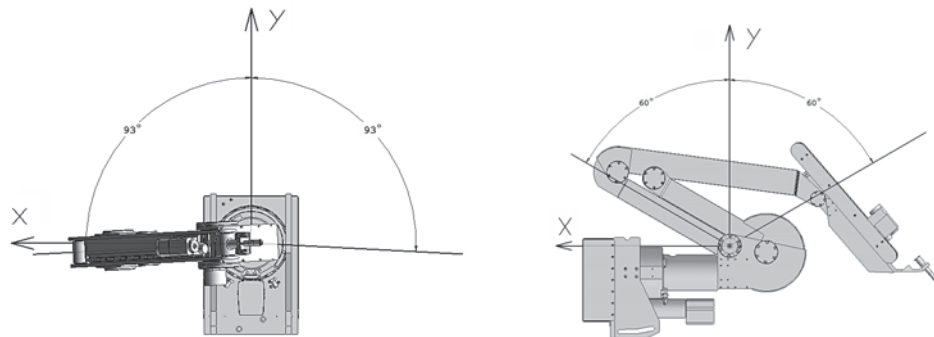
- ramię o kinematyce sferycznej o 4 stopniach swobody i zakresach przemieszczeń 120°, 160°, 150 mm, oraz 340° odpowiednio;
 - rozdzielczość pozycjonowania końcówki ramienia: nie gorsza niż 0,5 [mm].
- Zgodnie z założeniami telemanipulator powinien posiadać minimum trzy

stopnie swobody (dwa obrotowe + jeden liniowy), które umożliwiają osiągnięcie dowolnego punktu w przestrzeni roboczej. W ramach prowadzonych prac wprowadzono dodatkowy stopień swobody umożliwiający obrót endoskopu wokół własnej osi.

Dzięki współpracy z Fabryką Wyrobów Medycznych „Famed” (Żywiec) opracowano i wykonano mocowanie ramienia robota do stołu operacyjnego jako alternatywne do stosowanego dotychczas mocowania na autonomicznej kolumnie nośnej.



Rys. 3 Model 3D Sali operacyjnej z robotami Robin Heart oraz fotografia stanowiska demonstracyjnego Robin Heart 1 i Vision.



Rys. 4 Zakres ruchu RH Vision.

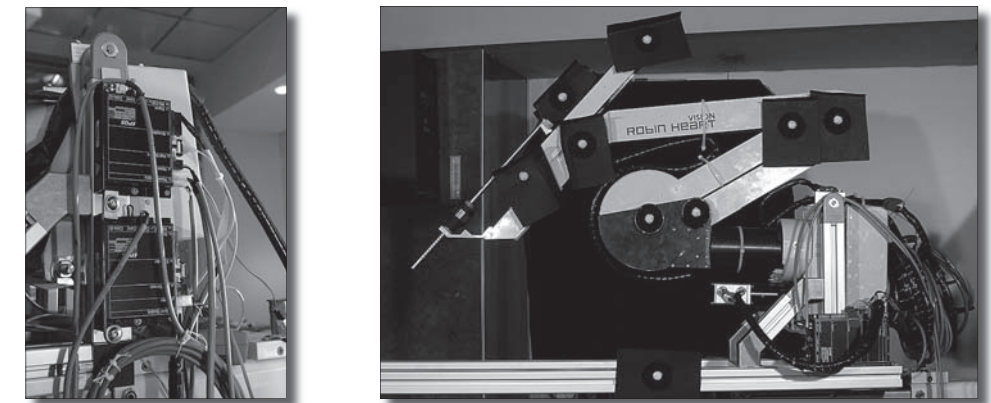
3.2 Układ sterowania

Opracowany i zaimplementowany układ sterowania realizuje funkcję mapowania ruchów operatora na ruch ramienia wykonawczego z opcją skalowania ruchu i zawiera elementy systemu bezpieczeństwa robota. System posiada strukturę rozproszoną, w której sterowniki poszczególnych napędów (EPOS Maxon) umieszczone są w ich bezpośrednim otoczeniu na ramieniu. Jednostka centralna systemu zrealizowana jest na specjalizowanym hybrydowym mikrokontrolerze wraz z procesorem sygnałowym DSP Microchip z odpowiednimi peryferiami

komunikacyjnymi (CAN, USB, SPI, UART). Przyjęto tryb sterowania jednostkami napędowymi w zależności od typu narzędzia zadajnika Master jako pozycyjny lub prędkościowy. Rozwinięto infrastrukturę sprzętowo-programową systemu bezpieczeństwa telemanipulatora m.in. przez uruchomienie zabezpieczeń krańcowych (hardwareowo-software), elektroniczny system sterowania pracą hamulców awaryjnych systemu, wprowadzenie procedury kalibracji, bazowania systemu oraz dodatkowy system bezpośredniego monitorowania temperatury jednostek napędowych wraz z progowymi alarmami dla użytkownika i serwisu.

Układ sterowania pracuje w systemie czasu rzeczywistego opartego na przetwarzaniu o różnym priorytecie z których najważniejsze inicjuje w trybie czasowym co 1[ms] główną pętlę odświeżania stanu telemanipulatora. Przygotowane oddzielnie oprogramowanie na platformę PC, poprzez łącze komunikacji USB służy jako interfejs użytkownika (terminal) z możliwością zmiany parametrów pracy systemu (np. wsp. skali dla poszczególnych stopni swobody). Przeprowadzono analizę funkcjonalności różnorodnych rozwiązań interfejsu chirurg-robot (narzędzia operatora typu Master) takich jak: mikro-joystick, zadajnik laparoskopowy, joystick PC, sterowanie ruchami głowy w oparciu o czujniki żyroskopowe i akcelerometryczne polecenia głosowe. Przyjęto tryb sterowania jednostkami napędowymi ramienia w zależności od typu narzędzia zadajnika Master jako pozycyjny lub prędkościowy.

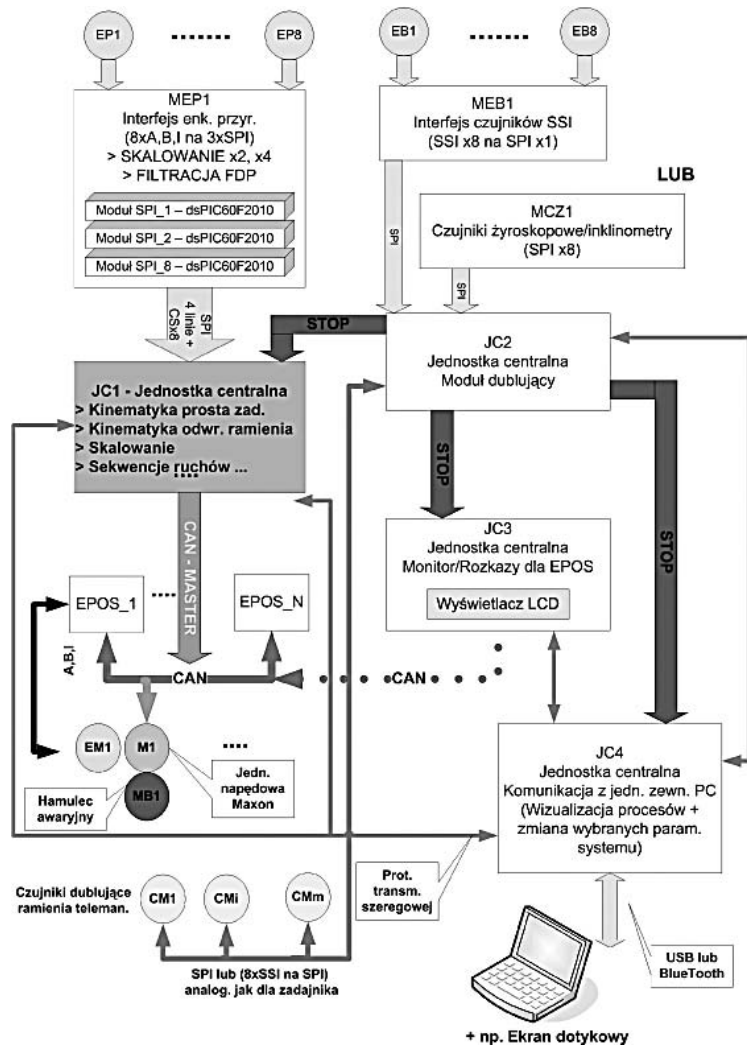
W ramach realizacji systemu bezpieczeństwa analizowano i testowano możliwość innowacyjnego rozwiązania wykorzystującego wchodzące na rynek czujniki żyroskopowe i akcelerometryczne do detekcji niektórych przypadków krytycznych.



Rys. 5 Ramię toru endoskopowego z widocznymi sterownikami EPOS, dodatkowo z umieszczonymi znacznikami dla testów rejestracji trajektorii zewn. metodą obrazową.

Rys. 11 przedstawia schemat blokowy systemu sterowania z blokiem głównym (lewa część) oraz opcjonalnym przyszłościowym torem dublującym (prawa część) dla zwiększenia poziomu bezpieczeństwa i wczesnego wykrywania przypadków krytycznych.

Jednostka centralna JC1 wypracowuje w głównej pętli odświeżania systemu sygnały sterujące dla napędów i w formie rozkazów magistrali CAN wysyła je do specjalizowanych sterowników (regulatory PID oraz sterowniki mocy) dedykowanych dla wybranych jednostek napędowych rodziny EC firmy Maxon.

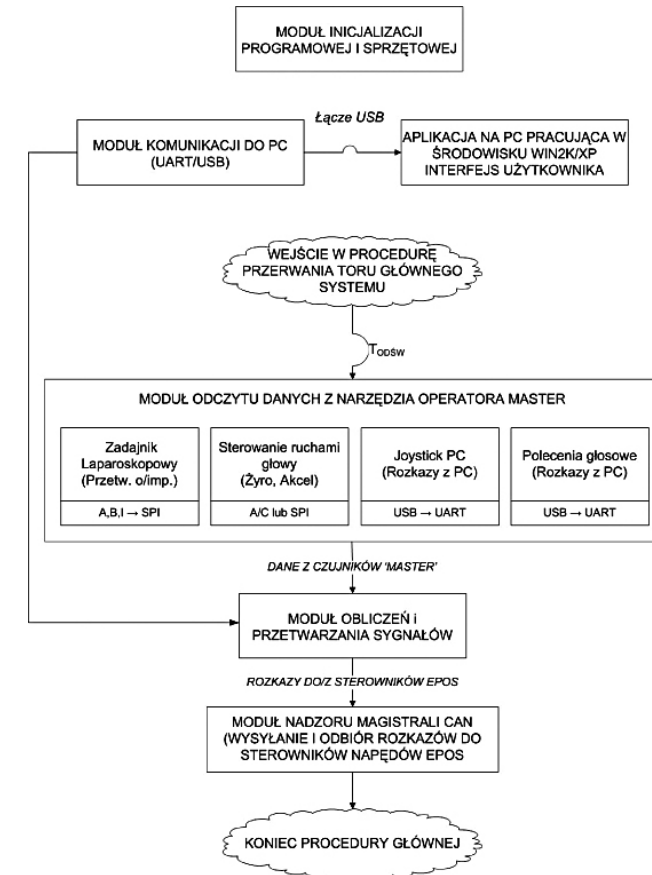


Rys. 6. Struktura systemu sterowania z opcjonalnym torem dublującym dla zwiększenia bezpieczeństwa systemu.

Program posiada strukturę modułową. Główna gałąź oprogramowania realizuje podstawową funkcję systemów pracujących w strukturze telemanipulatora tzn. mapowania ruchów narzędzia Master operatora na ruchy ramienia wykonawczego Slave z dodatkowymi opcjami. Moduły obsługi narzędzia Master w każdym cyklu odświeżania stanu systemu dokonują odczytu stanu czujników zadajnika w sposób zależny od wybranego typu interfejsu operatora z systemem. Na ich podstawie moduł obliczeniowy wypracowuje rozkazy dla sterowników EPOS pracujących w ramach szeregowej magistrali przemysłowej typu CAN.

Dodatkowo jednostka centralna procesora sygnałowego może komunikować się z komputerem klasy PC, dla którego stworzona została aplikacja stanowiąca interfejs użytkownika z system, pozwalająca na zmianę parametrów pracy oraz monitoring stanu pracy systemu.

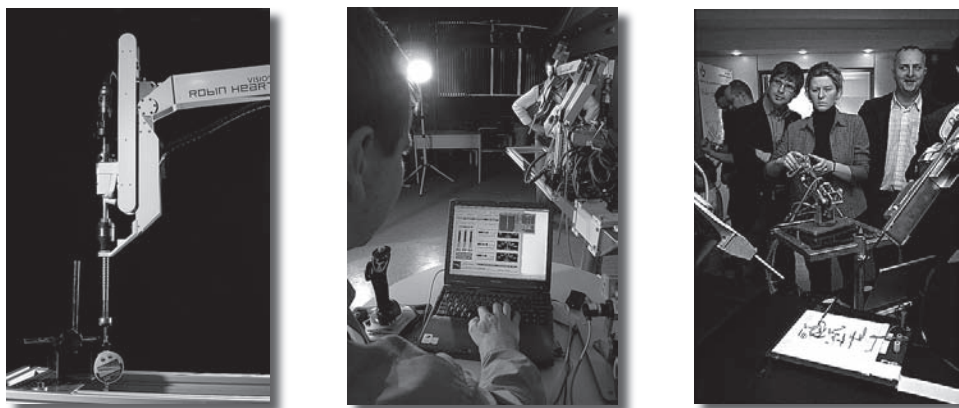
Powstałe oprogramowanie dla manipulatora endoskopowego posiada strukturę (rys.7) zapewniającą realizację wymaganych zadań systemu.



Rys.7 Struktura programu sterującego manipulatora endoskopowego RH Vision

3.3 Badania

Opracowano bądź adaptowano kilka innowacyjnych metod badawczych służących do przeprowadzania testów funkcjonalnych telemanipulatora – zarówno przy ocenie drgań ramienia (optymalizacja systemu mocowania do stołu operacyjnego) oraz do wyznaczania rzeczywistej trajektorii zewnętrznej robota.



Rys. 8 testy robota Robin Heart Vision

3.3.1 Weryfikacja zakresu ruchów na trzech stopniach swobody

ramienia telemanipulatora

W celu weryfikacji przyjętych na etapie założeń zakresów ruchów ramienia na poszczególnych stopniach swobody przeprowadzony test polegający na rejestracji maksymalnych możliwych osiągnięcia przemieszczeń kątowych na bazie sygnałów cyfrowych z enkoderów oraz dodatkowo poprzez pomiar zewnętrznym czujnikiem kątowym.

Zakres ruchu	DOF1 [stopnie]	DOF2 [stopnie]	DOF3 [mm]	DOF4 [stopnie]
Wartość założona	150	120	150	-
Wartość osiągnięta	187	120	Zasięg efekt.: 165 Całkowity przesuw 400	330

3.3.2 Rozdzielczość pozycjonowania ramienia (przy zał. = 0.5 mm)

Przy wymuszeniu w trybie pozycyjnym, w przeciwnym kierunku od ruchu poprzedniego rejestrowano najmniejszym powtarzalny krok ramienia na poszczególnym stopniu swobody używając zewnętrznego czujnika mikrometrycznego cyfrowo sprzęgniętego z komputerem PC.

	DOF1 [mm]	DOF2 [mm]	DOF3 [mm]	DOF4 [mm]
Rozdzielczość	0.2	0.2	0.1	0.1

3.3.3 Ocena dokładności pozycjonowania przy teście powtarzalności.

Test polegał na rejestracji rzeczywistej pozycji określonego stopnia swobody przy wymuszeniu $n=100$ razy w trybie zadanej stałej pozycji. Otrzymane wyniki opracowano statystycznie wyznaczając zestaw statystyk podstawowych zamieszczonych w tabeli poniżej.

	DOF1	DOF2	DOF3	DOF4
Max [mm]	12,486	8,672	9,791	3,157
Min [mm]	12,466	8,625	9,904	3,024
Srednia [mm]	12,473	8,668	9,856	3,109
Odch.Std. [mm]	0,0054	0,0075	0,0298	0,021

Istotnym etapem badań funkcjonalnych robota jest poddanie go ocenie potencjalnych użytkowników. Robin Heart Vision był testowany przez przyszłych użytkowników wielokrotnie w czasie warsztatów chirurgicznych, pokazów i demonstracji, konferencji i targów. Zebrane wnioski i obserwacje zostały poddane analizie. Robot został zaakceptowany przez potencjalnych przyszłych odbiorców. Zebrane opinie świadczą o szerokich możliwościach zastosowania robota. Przygotowujemy się do eksperymentu na zwierzętach podczas którego Robin Heart Vision będzie współpracował z robotami narzędziowymi Robin Heart 1 oraz Robin Heart 3. Jeśli spełni nasze oczekiwania szybko uruchomimy fazę eksperymentów klinicznych.

4. Wnioski

Praca nad optymalizacją rozwiązań mechanicznych i sterowania telemanipulatora medycznego Robin Heart Vision stanowi interesujący wkład w rozwój robotyki i bioinżynierii. Jednym z następnych celów projektu będzie sprawdzenie możliwości wprowadzenia zunifikowanego systemu sterowania na sali operacyjnym obejmującym w pierwszym etapie zrobotyzowany system endowizyjny i stół operacyjny.

Proponowane zadanie stanowi jeden z pierwszych elementów wprowadzenia zrobotyzowanych systemów na sale chirurgiczne. Rozwój tej gałęzi nauki i techniki ma na celu zmniejszenie kosztów samego zabiegu (w stosunku do konwencjonalnej operacji) i skróceniem czasu hospitalizacji bezpośrednio po operacji a przede wszystkim ze zmniejszenie liczby powikłań pooperacyjnych poprzez większą precyzję i kontrolę oraz standaryzację zabiegów.

Polski robot Robin Heart jest obiecującym europejskim konkurentem, obecnie w fazie prototypowej. Dla wspomaganie prac projektowych i konstrukcyjnych wprowadzamy szereg nowych metod testowania robotów. Wprowadzenie tych nowych narzędzi do klinik powoduje potrzebę prowadzenia badań porównawczych oraz treningu, szkolenia chirurgów.

Podziękowania:

Projekt robota Robin Heart był finansowany w ramach projektu badawczego KBN 8 T11E 001 18 oraz projektu zamawianego PW-004/ITE/02/2004 oraz przez Fundację Rozwoju Kardiologii i wielu sponsorów z których wymienię tylko Vattenfall i PKO BP SA. Autorzy dziękują wszystkim, którzy przyczynili się do powstania prototypu robota 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; Miedzyzdroje, 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.

Robot na sali operacyjnej – konstrukcja i analiza funkcjonalna sposobu mocowania ramienia Robin Heart Vision do stołu operacyjnego.

Zbigniew Nawrat^{1,2}, Dariusz Talik⁴, Marek Koźlak³,
Sławomir Kciuk³, Wojciech Dybka¹, Paweł Kostka³

¹Fundacja Rozwoju Kardiologii w Zabrze, ²Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach,
³Politechnika Śląska w Gliwicach; ⁴FAMED w Żywcu; nawrat@frk.pl

Streszczenie

W pracy przedstawiono konstrukcję i badania sposobu mocowania robota Robin Heart Vision do stołu operacyjnego. Robin Heart Vision należy do rodziny robotów wspomagających prace podczas wykonywania zabiegów miniinwazyjnych. Może być stosowany osobno w czasie klasycznych operacji laparoskopowych lub w komplecie z dwoma lub trzema zrobotyzowanymi ramionami chirurgicznymi. Robin Heart Vision jest mocowany bezpośrednio do stołu operacyjnego i można na nim zainstalować dowolny sztywny endoskop. Przeprowadzono badania funkcjonalne różnych rozwiązań technicznych sposobu mocowania, dokonano analizy i weryfikacji projektów.

Abstract

Robot in operating room – the Robin Heart Vision method of mounting onto a operation table construction and functional analysis.

This paper presents the mechanical structure and preliminary technical evaluation results of the polish telemanipulator for camera holding Robin Heart Vision mounting onto operating table system. Robin Heart Vision belongs to the family of robot arms to support the minimal invasive cardiac surgery. 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. The surgical telemanipulator system consists of three or four robotic arms. Two arms hold surgical instruments, and the third arm holds and positions the endoscope. The robot is attached to the side of the surgical table and can grasp any rigid laparoscope. The functional tests stage allowed to verify the functional and technical assumptions of the project and to reveal some defects, which currently are removed.

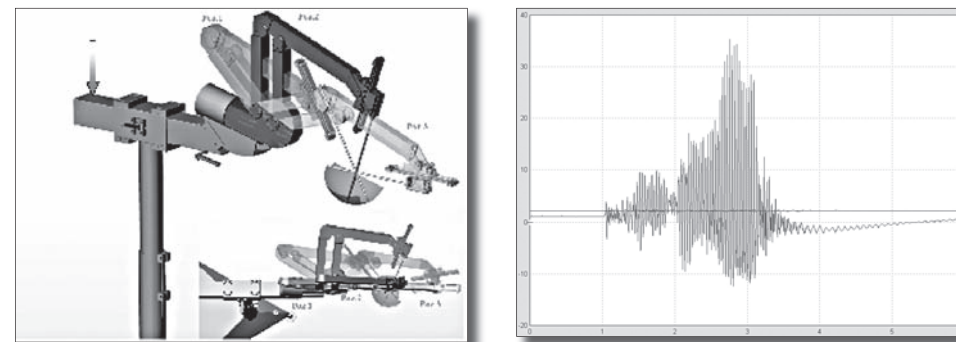
1 Wstęp

Robin Heart, jest polskim telemanipulatorem przeznaczonym do operacji chirurgicznych układu sercowo-naczyniowego. Obecnie jest testowanych kilka prototypów i modeli dla zoptymalizowania rozwiązań technicznych, które będą przedmiotem wdrożenia do produkcji. Robot kardiochirurgiczny jest manipulatorem kopiującym, telemanipulatorem, składający się z dwóch (lub trzech) ramion narzędziowych i jednego trzymającego kamerę. Układ mechaniczny realizuje czynności manipulacyjne za pomocą siłowników elektrycznych. Założyliśmy, że robot będzie miał strukturę segmentową umożliwiającą zestawienie sprzętu dla różnych typów operacji. Robin Heart Vision (RiH Vision) jest samodzielnym robotem sterującym położeniem toru endowizyjnego o szerokim zasięgu stosowania (opcja - sterowanie głosem).

Pierwszym robotem wyspecjalizowanym do sterowania położeniem kamery endoskopowej był, obecnie już nieprodukowany AESOP (Automated Endoscope System for Optimal Positioning) amerykańskiej firmy Motion (US) obecnie wchłonięta przez inną amerykańską firmę Intuitive Surgical. Ramię sterowanego głosem robota było mocowane do stołu operacyjnego. Wspomagany przez centrum kontroli HERMES™, Aesop może zostać sieciowo połączony z szeroką gamą innych urządzeń sterowanych głosem, a znajdujących się na sali operacyjnej. Struktura komend jest prosta, schematyczna, właściwy zakres ruchu i siedem stopni swobody oraz sterownie położeniem odbywa się z dużą precyzją, przedstawiając obraz odpowiadający punktowi widzenia operującego chirurga. System jest w stanie zapamiętać trzy poprzednie pozycje endoskopu, poprzez współrzędne x-y-z, do których jest w stanie powrócić w dowolnej chwili. Prędkość przemieszczeń może być regulowana w szerokim zakresie.

W Europie angielska firma Armstrong Healthcare Ltd (UK) produkuje telemanipulator sterowany ruchem głowy lub dżojstikiem o nazwie EndoAssist. Robot ma niezależną podstawę, stoi obok stołu operacyjnego.

Wśród kilku produktów tego typu na rynku jedynie robot AESOP uzyskał znaczną popularność (900 szpitali, 3000 chirurgów w 32 krajach) – wykonano przy jego pomocy ponad sto tysięcy operacji. Jednym z kryteriów funkcjonalności tego mechanicznego asystenta chirurga jest precyzja i wygoda sterowania i montażu.



Rys. 1 Optymalizacja sposobu mocowania ramienia RH Vision bazując na pomiarze wibracji końcówki endoskopu umieszczonego na ramieniu telemanipulatora. badania drgań końcówki robota przeprowadzono korzystając z zestawu pomiarowego: przetwornik analogowo cyfrowy SIGLAB dwa akcelerometry trójosiowe laptop z oprogramowaniem Matlab/Siglab

2 Robot na sali operacyjnej.

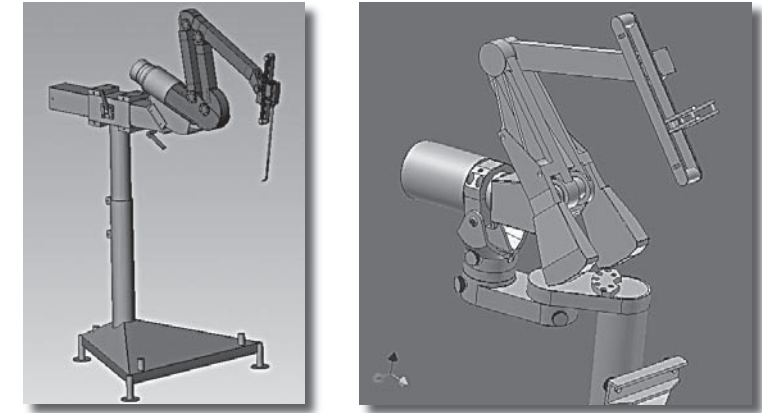
Podczas operacji wykonywanej metodą endoskopową chirurg traci możliwość obserwacji bezpośredniej pola operacyjnego. Endoskopowy tor wizyjny wyposażony w system optyczny i kamerę umożliwia pokazanie na monitorze odpowiednio powiększonego obrazu o odpowiedniej jakości. W czasie klasycznej operacji asystent trzyma sztywny endoskop i ustawia go w pozycji umożliwiającej obserwację aktywnie wykorzystywanego aktualnie pola operacji. Czynność ta wykonywana przez kilka godzin nie jest ani punktu widzenia edukacyjnego ani z punktu widzenia właściwego wykorzystania fachowego personelu medycznego pożądana. Wydaje się że najlepszym rozwiązaniem jest wykorzystanie do tego celu stabilnego sterowanego przez chirurga prowadzącego operację stelaża –

najlepiej robota. Podczas operacji chirurg by wykorzystać sprawnie narzędzia i możliwy dostęp do operowanych organów często musi zmieniać położenie względem siebie pacjenta zadając określone przemieszczenie stołu operacyjnego np. jego przechylenia. Robot Robin Heart posiada stały punkt ruchu w miejscu w którym narzędzie przechodzi przez powłoki ciała pacjenta (troakar, port). Każda zmian położenia pacjenta wymaga zmiany położenia robota. Chyba, że robot montowany jest bezpośrednio do stołu operacyjnego. I to tak stabilnie, żeby zapewnić odpowiednią precyzję robota. Z drugiej zaś strony montaż winien być łatwy i szybki. Na tym spostrzeżeniu oparta jest idea opisywanej konstrukcji i próba jej optymalizacji.

3 Analiza i optymalizacja sposobu mocowania ramienia telemanipulatora endoskopowego przy stole operacyjnym.

Punktem wyjścia dla rozwiązań zastosowanych systemie Robin Heart Vision były opracowania projektowe i wykonawcze mocowania poprzedników najnowsze-go modelu z rodziny Robin Heart (RiH) - zarówno na samodzielnej kolumnie nośnej (RiH1, rok 2002-2004, rys.2) jak i bezpośrednio do stołu operacyjnego (RiH2, rok 2003-2004, rys. 2). Każde z rozwiązań wyposażone zostało w kilka pasywnych stopni swobody umożliwiających wstępne pozycjonowanie ramienia przy stole operacyjnym pacjenta. Wykonano prace konstrukcyjne (wraz z FAMED Żywiec) i badawcze mocowania do stołu operacyjnego robota, które w podstawowym stopniu określa funkcjonalność telemanipulatora w jego naturalnym środowisku pracy.

Ewolucja sposobu mocowania telemanipulatora RiH Vision, od fazy początkowej, z zastosowaniem samodzielnej kolumny nośnej, o kilku pasywnych stopniach swobody z możliwością dojazdu do stołu operacyjnego ewoluowała w stronę rozwiązania polegającego na przymocowaniu ramienia do stołu operacyjnego, czego efektem były testy zachowania się systemu w jednym układzie współrzędnych : 'PACJENT – STÓŁ OPERACYJNY – TELEMANIPULATOR RiH Vision". Pierwsze rozwiązanie bezpośredniego mocowania do stołu operacyjnego, ze względu na nieakceptowalną klinicznie niestabilność zostało w kolejnych miesiącach zmodyfikowane, gdzie dzięki wprowadzeniu dodatkowego uchwytu do kolumny stołu operacyjnego znacznie wyeliminowano pierwotne niedomagania. Sposób mocowania poddawano intensywnym testom na stole operacyjnym (wypożyczonym z „Famed” w Żywcu) w warunkach bardzo zbliżonych do realnego środowiska sali operacyjnej.



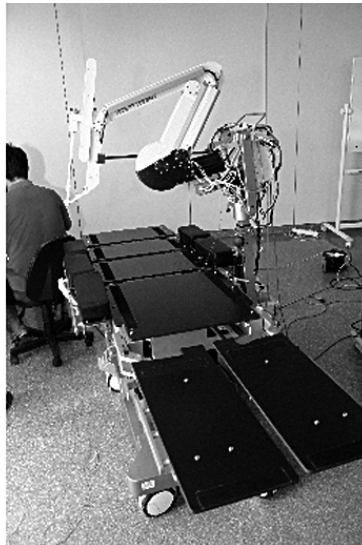
Rys 2 Model mocowania ramion telemanipulatorów RH1 i RH2 odpowiednio do samodzielnej kolumny nośnej oraz bezpośrednio do stołu operacyjnego (2002-2004) .

Wykonano optymalizację sposobu mocowania ramienia RiH Vision bazując na pomiarze wibracji końcówki endoskopu umieszczonego na ramieniu telemanipulatora.

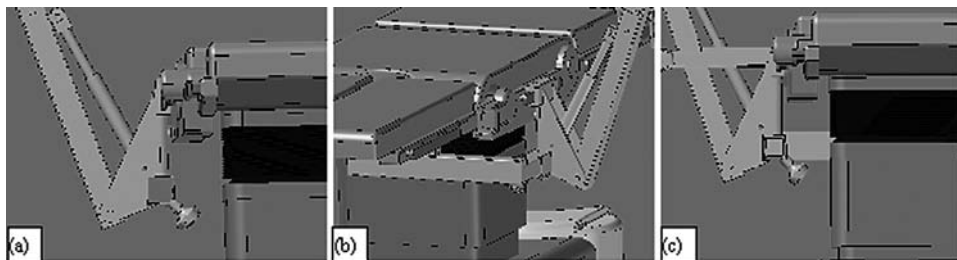
Założenia metody pomiarowej.

1. Zdefiniowano 6 skrajnych pozycji podstawowych oraz 3 pośrednie pozycje uzupełniające (Rys.1)
2. Wykonania analizy modalnej dla każdej z wyodrębnionych pozycji celem określenia częstotliwości rezonansowych i postaci drgań własnych charakterystycznych pozycji pracy robota Robin Heart
3. Przetestowano przejścia telamanipulatora Robin Heart pomiędzy wszystkimi sąsiadującymi pozycjami charakterystycznymi.
4. wykonano dodatkowe badania drgań końcówki robota w trakcie ruchu ukośnego pomiędzy przeciwległymi pozycjami skrajnymi (złożenie ruchu na pierwszym i drugim stopniu swobody)
5. dla każdego z analizowanych przejść robota badano dwie prędkości napędów na pierwszym i drugim stopniu swobody. Przeanalizowano prędkość max oraz średnią prędkość ruchu.
6. przeanalizowano różne warianty mocowania robota w polu operacyjnym oraz sposoby podparcia punktu stałego
7. badania drgań końcówki robota przeprowadzono korzystając z zestawu pomiarowego:
 - przetwornik analogowo cyfrowy SIGLAB
 - dwa akcelerometry trójosiowe
 - laptop z oprogramowaniem Matlab/Siglab

8. Jeden z akcelerometrów pełnił rolę czujnika referencyjnego. Czujnik ten umieszczony był poza łańcuchem kinematycznym robota na ramie stołu operacyjnego lub sztywnym stojaku robota. Czujnik pomiarowy został umieszczony w punkcie stałym robota.
9. W czasie opracowania wyników testów skoncentrowano się głównie na 2 najważniejszych ruchach z 40 przeanalizowanych dla każdej konfiguracji montażowej robota.



Rys.3 Prototyp mocowania ramienia RH Vision bezpośrednio do stołu operacyjnego



Rys 4. Różne warianty mocowania od wersji pierwotnej (a) poprzez dodanie elementu mocującego do kolumny stołu operacyjnego (b), do wersji finalnej z dodatkowym elementem usztywniającym mocowanie do szyny stołu oraz użycie śruby dystansowej napinającej (c).

W ramach badań funkcjonalnych RiH Vision zaprojektowano i wykonano w kooperacji z Fabryką FAMED (Żywiec) mocowanie ramienia bezpośrednio do

stołu operacyjnego oraz przetestowano różne jego warianty pod kątem oceny stabilności i ergonomiczności rozwiązań. Model i prototyp fizyczny ostatniej, pełnej wersji mocowania przedstawia rys.3.

Podczas testów wpływu sposobu mocowania z użyciem powyższego rozwiązania na stabilność ramienia sprawdzano zachowanie się systemu dla czterech przypadków, uwzględniających wprowadzanie kolejnych elementów wspomagających system mocowania:

- a) mocowania pierwotnie za pomocą chwytaka do szyny stołu operacyjnego
- b) zastosowanie ramienia trzymającego mocowanego do kolumny stołu
- c) zastosowanie dodatkowego elementu usztywniającego.

użycie śruby dystansowo-napinającej system ramię-stół operacyjny Wyniki testów różnych wariantów stabilizacji mocowania na bazie analizy sygnałów chwilowych przyspieszeń z czujników akcelerometrycznych umiejscowionego na końcówce endoskopu w odniesieniu do czujnika referencyjnego umieszczonego na powierzchni stołu operacyjnego można podsumować następująco: zastosowanie śruby dystansowo-napinającej (wariant d) daje w wyniku najlepsze właściwości stabilizacji całej konstrukcji ramienia. Zaobserwowano że wzmocnienie mocowania robota do stołu operacyjnego poprzez śrubę dystansową powoduje ograniczenie drgań na końcówce o około 45 % w stosunku do zwykłego mocowania na uchwycie, oraz o około 10 % w stosunku do poprawionej wersji obejmującej metalowej ((c) a (d)).

Następnie wykonano podobne badania podczas symulacji fizycznej wprowadzania endoskopu w powłoki skórne i tkankę tłuszczową (materiał odzwierzęcy) wraz z ożebrowaniem (rys.5).

Założenia badań:

- stół został obciążony ciężarem dodatkowym symulującym wagę pacjenta
- przygotowano specjalny stelaż na którym umieszczono żebra świńskie symulując tym samym położenie punktu stałego pracy układu w tkance pacjenta
- ze względów na ograniczoną przestrzeń roboczą zmniejszono zakres wykonywanych ruchów do przedziału $-20.000, 20.000$ kroków na stopniu pierwszym – DOF1, oraz $0- 180.000$ kroków na stopniu drugim – DOF2
- badano drgania na końcówce robota w trakcie wykonywania ruchów z maksymalną prędkością na stopniu pierwszym 1000 rpm, a na stopniu drugim 5000 rpm.
- otrzymane wyniki porównano z badaniami przeprowadzonymi na tym samym układzie przy tych samych warunkach wymuszeniowych, po ściągnięciu żeber i obciążeniu stołu chirurgicznego (usunięciu modelu pacjenta)
- badania przeprowadzono na mocowaniu robota do uchwytu stołu operacyjnego, wzmocnionego śrubą dystansową.



Rys. 5. Widok na środowisko testowe na tkance odzwierzęcej.

Fizyczna symulacja pracy endoskopu w rzeczywistym porcie skórny wykazała znaczne wytłumienie pojawiających się drgań na końcówce endoskopu pracującego w warunkach laboratoryjnych na zewnątrz.

W warunkach zbliżonych do warunków operacyjnych zaobserwowano wytłumienie drgań na wszystkich osiach nawet do 80 % w stosunku do analizowanego układu odniesienia

4 Podsumowanie

Pierwsze rozwiązanie bezpośredniego mocowania do stołu operacyjnego, ze względu na nieakceptowalną klinicznie niestabilność zostało w kolejnych miesiącach zmodyfikowane, gdzie dzięki wprowadzeniu dodatkowego uchwytu do kolumny stołu operacyjnego znacznie wyeliminowano pierwotne niedoskonałości. Nowy, zmodyfikowany sposób mocowania poddawany będzie testom w czasie planowanego w 2008r. eksperymentu na zwierzętach.,

Podziękowania:

Projekt robota Robin Heart był finansowany w ramach projektu badawczego KBN 8 T11E 001 18 oraz projektu zamawianego PW-004/ITE/02/2004 oraz przez Fundację Rozwoju Kardiologii i wielu sponsorów z których wymienię tylko Vattenfall i PKO BP SA. Część prac konstrukcyjnych mocowania wykonano w żywieckiej fabryce FAMED – dziękujemy. Autorzy dziękują wszystkim, którzy przyczynili się do powstania robota.

Robin Heart Shell – konsola sterowania robotem chirurgicznym Robin Heart

Zbigniew Nawrat^{1,2}, Wojciech Dybka¹, Paweł Kostka^{1,3}, Kamil Rohr¹

¹ Fundacja Rozwoju Kardiologii w Zabrze, ² Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach,

³ Politechnika Śląska w Gliwicach; nawrat@frk.pl

Streszczenie

W pracy przedstawiono ideę, analizę funkcjonalną oraz konstrukcję nowatorskiego rozwiązania interfejsu człowiek-maszyna opracowanego dla systemu polskiego telemanipulatora chirurgicznego Robin Heart. Główna idea towarzysząca powstaniu stanowiska operatora-chirurga opiera się na założeniu, że całość konstrukcji odpowiada naturalnej sytuacji pracy chirurga „we wnętrzu pacjenta”. Konsola sterownicza Robin Heart Shell® wyposażona jest w zadajniki Master dla pozycjonowania dwóch ramion narzędziowych oraz pedały nożne dla sterowania ruchami trzeciego ramienia kamery toru wizyjnego. Dwa monitory umieszczone w centralnej części konsoli przekazują rzeczywisty obraz z pola operacyjnego oraz poprzez panel dotykowy pozwalają na monitoring stanu pacjenta i systemu.

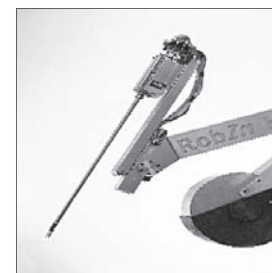
Robin Heart Shell - the control console of surgical robot Robin Heart

Abstract

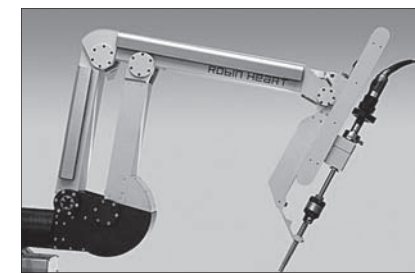
Idea, functional analysis and innovative construction of Man-machine interface designer for polish Tele-manipulator Robin Heart is presented. Main idea is based on the assumptions, that the whole construction corresponds to natural surgeon environment “in the inner of patient body” during operation. Master tools as well as foot pedals are used to control the movements of two surgery tool arms and one robot for vision channel positioning. Real operation view and technical system information with on-line patient’s diagnostic and advisory system are easy and intuitive accessible for surgeon during procedure.

1 Wprowadzenie

Kontakt człowiek-maszyna jest chyba najbardziej fascynującym problemem naukowym związanym z telemanipulatorami chirurgicznymi. Łączy w sobie nie tylko komplikacje o charakterze technicznym oraz ergonomicznym ale i elementy psychologii. Między dłonią operatora a narzędziem wewnątrz ciała człowieka znajduje się komputer i obecnie sporej wagi urządzenie mechaniczne. Operator jest chirurgiem o sporym doświadczeniu zawodowym, najlepiej w zakresie klasycznej endoskopii, no i chirurgii ogólnej. Ma pewne przyzwyczajenia i umiejętności, doświadczenie i wiedzę, którą powinniśmy wykorzystać. Oddajemy mu w ręce narzędzie z jednej strony doskonale precyzyjne z drugiej strony ułomne, gdyż chirurg traci wrażenie dotyku. Dotyk dla lekarza to nie tylko możliwość interakcji z obiektem operowanym i możliwość szybkiej oceny właściwości toru ruchu narzędzia ale przede wszystkim możliwość oceny stanu tkanki często znacznie doskonalsza od informacji diagnostycznych pozyskanych przed operacją. Podczas teleoperacji, chirurg operuje z dala od swojego zespołu pomocniczego i od ... pacjenta. To nie tylko problem o charakterze psychologicznym ale też utrata wielu informacji niewerbalnych od swoich współpracowników. Czyż każdy z nas nie ma doświadczeń jak istotne są gesty, reakcje i atmosfera zaufania wytwarzana przez lata w zespole? Podczas operowanie robotem chirurg traci możliwość w pełni wykorzystania swojego dotychczasowego doświadczenia, jest w pewnym sensie sam na sam z maszyną i pacjentem. Musimy, my konstruktorzy, rozwiązać razem z nim takie problemy jak: jak zorganizować komfortową przestrzeń pracy na wiele godzin dla chirurga; jaki zadajnik ruchu mam mieć w dłoni; jak sterować dłonią narzędzie, które wykonuje ruchy inne niż dłoń (co do kierunku ruchu i zakresu kąтового); jak zawiązać nitkę, by jej nie zerwać (nie mamy czucia); jakie informacje są niezbędne dla prowadzenia skutecznej operacji. Podstawowym zadaniem układu zadajnika położenia/ prędkości/przyśpieszenia (lub innych wielkości fizycznych) w systemie pracującego w konfiguracji Master-Slavetele-manipulatora, jest mapowanie ruchów operatora chirurga przetwarzanych następnie przez układ sterujący, wypracowujący sygnały sterujące dla ramienia wykonawczego. Dodatkowo system wyposażony może zostać w moduły detekcji, przetwarzania i przekazywania operatorowi informacji zwrotnej odzwierciedlającej w różny sposób (oddziaływanie siłowe, optyczne, termiczne, wibracyjne i inne) oddziaływanie narzędzia ramienia z obiektami pola operacyjnego. Systemy wyposażone w ten tor sprzężenia zwrotnego określane są jako urządzenia typu (greckiego haptikos – uchwyt, dotyk). Zarówno sygnały niosące informację o czynnościach operatora jak i sygnały zwrotne mogą podlegać skalowaniu co stanowi istotną zaletę układów telemanipulatorów.



Rys.2a Robin Heart 1 z narzędziem chirurgicznym



Rys. 2b Robin Heart Vision kamera endoskopowa

2 Telemanipulator Robin Heart

W 2000 roku Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze rozpoczęła polski projekt robota kardiochirurgicznego finansowany przez Komitet Badań Naukowych. Zorganizowano zespół obejmujący zarówno specjalistów z zakresu medycyny jak i techniki, z kilku ośrodków naukowych w Polsce (Łódź, Warszawa, Zabrze) by w ramach posiadanych środków skonstruować precyzyjne narzędzie dla chirurgów do operacji na sercu. Ia rodzina ramion robota kardiochirurgicznego- Robin Heart (rys.2), ma strukturę segmentową umożliwiającą zestawienie sprzętu dla różnych typów operacji. Samodzielny człon stanowi sterowana głosem lub za pomocą zadajnika kamera endowizyjna – Robin Heart Vision (rys.2.a).

Ergonomiczna konsola sterownicza powstaje przy ścisłym współdziałaniu z lekarzami i studentami. W latach 2000-2006 w Pracowni Biocybernetyki FRK opracowano kilka projektów urządzeń typu *Master* zadających ruch robota (interfejsów lekarz-robot) wykorzystujących zarówno głos lekarza (komendy wydawane głosem) jak i zadania sprecyzowane ruchem dłoni za pomocą różnego rodzaju zadajników. Ostatnie, wydaje się docelowe rozwiązanie stanowi podsumowanie prac modelowych w kierunku optymalizacji 'wejścia' systemu (*Man-Machine Interface*).

3 Interfejs człowiek-robot chirurgiczny

Telemanipulator służący do wykonywania operacji chirurgicznych posiada specyficzne cechy, które są związane z wymaganą wysoką precyzją narzędzia (skalowanie, dokładność, powtarzalność), geometrią wiążącą obiekt operacji z zewnętrznym ramieniem robota (stałopunktowość) oraz wymaganiami medycznymi (sterylność części roboczych). Opierając się na wyżej wymienionych cechach robota sprecyzowano następujące wymagania podstawowe dla układu sterującego telemanipulatora:

- Określanie z zadaną częstotliwością próbkowania pozycji dłoni i przetwarzanie jej na ruchy narzędzia wykonawczego (NW)
- Zapewnienie wymaganej dokładności i rozdzielczości
- Przeskalowywanie zakresu ruchu dłoni na zakres ruchu NW
- Eliminacja efektu drżenia rąk operatora

Efekt ruchów „lustrzanych” – kierunek ruchów narzędzia na zewnątrz ciała pacjenta jest odwrotny do kierunku ruchu końcówek wewnątrz ciała – układ sterujący powinien to wyeliminować zapewniając zgodność kierunku ruchów chirurga z ruchami końcówki narzędzia obserwowanymi przez niego na monitorze.

Robot nie musi odzwierciedlać ruchów naturalnych człowieka ale jednak jako telemanipulator jest nimi sterowany. Kończyna górna człowieka spełnia dwie podstawowe funkcje ruchowe – manipulacyjne (manus – ręka) wykonywane przez dłoń z palcami i wysięgnikowe realizowane przez ramię z przedramieniem. 22 człony kończyny górnej poruszane 60 mięśniami dają 30 stopni swobody. W tym samych funkcji chwytnych wytrzymujących różne obciążenia dłoni można wyróżnić dziewięć. Sygnały układu nerwowego do sterowania nimi są formułowane w sensie trajektorii przestrzennej (hipoteza Bernsteina), co wskazuje na zalety sterowania zadaniowego (task-oriented). Zadajnik trzymany jest za pomocą dłoni, która posiada określony zakres ruchu. Przykładowo, z analizy anatomii wynika, że ruchy nadgarstka są możliwe w zakresie -80° (zgięcie dłoniowe) a $+70^{\circ}$ (uniesienie grzbietowe), zaś w osi prostopadłej $+20^{\circ}$ -20° (odchylenie promieniowe). Dla palców II- V zgięcie w stawie międzypaliczkowym wynosi normalnie ok. 90° w stawie między paliczkowym bliższym ok. 100° w stawie śródrečno paliczkowym ok. 90° . Jednym z podstawowych zadań postawionym przed zespołem badawczym jest optymalne rozwiązanie problemu „dopasowania” Robin Heart’a do możliwości operatora.



Rys.3 Interfejs użytkownika robota Zeus (a) oraz robota daVinci (b)

System daVinci® (Intuitive Surgery) - chirurg operujący przy konsoli używa specjalnych joysticków symulujących ruchy nadgarstka i wysokiej klasy systemu wizyjnego, kontrolowanego za pomocą nożnych pedałów i zapewniającego te same pole widzenia, oraz głębię obrazu, co operacja otwarta. Używając konsoli operator siedzi w wygodnej pozycji mając przed oczyma pole operacyjne wyświetlone w systemie trójwymiarowym z dopuszczalnym dziesięciokrotnym powiększeniem. Odpowiednie zobrazowanie przestrzeni roboczej chirurga, jest regulowane za pomocą pedałów, a przejście z zakresu mikro do makro odbywa się na tyle płynnie, że nie ma to wpływu na przebieg operacji. Kamera kontrolowana za pośrednictwem joysticków i pedałów wykonuje następujące komendy: zbliżenie – oddalenie, ruch w górę - w dół, w prawo – w lewo, a nawet obrót.

System ZEUS® (Computer Motion) - system ten stanowi ergonomiczna konsola, oraz trzy zrobotyzowane ramiona przymocowane do stołu, a będące rękami i oczyma chirurga w trakcie operacji endoskopowej. Siedząc przed konsolą niedaleko stołu operacyjnego, chirurg kontroluje lewe i prawe ramie robota, które transformują realną w czasie manipulację rąk operatora, na ruch instrumentów chirurgicznych wewnątrz ciała pacjenta. Trzecie ramie stanowi zintegrowany AESOP, omówiony wcześniej. Ramiona manipulacyjne współdziałają na tej samej technologii co AESOP, posiadając sześć stopni swobody, z możliwością zachowania w pamięci i natychmiastowego odtworzenia trzech dowolnych położeń. ZEUS elastycznie dostosowuje się do indywidualnych potrzeb chirurga, a procedury MIS są wykonywane z wygodnej pozycji siedzącej z możliwością bezpośredniej komunikacji z resztą zespołu na sali, ponadto wszystkie monitory śledzące stan pacjenta, jak i pozostałe instrumenty są widoczne. Podobnie jak i w poprzednim systemie, ruch ludzkiej ręki jest odpowiednio skalowany i transformowany na ruch maszyny, z filtracją jej zmęczenia i drżenia.

Dostosowanie przeskalowania ruchu, drżenia ręki do indywidualnych potrzeb chirurga, pozwalają na jeszcze dokładniejsze sterowanie instrumentami i prowadzenie igły. W przeciwieństwie do sztywnych ustawień systemu, indywidualna parametryzacja stanowiska pracy, podnosi komfort wykonywanego zadania, przyczyniając się do osiągnięcia wyższej jakości końcowego rezultatu. W skład systemu ZEUS wchodzi następujące składniki:

- zrobotyzowane ramiona
- konsola video
- główny 23” monitor
- płaski panel, jako dodatkowy monitor
- monitor dodatkowy
- ramiona wspomagające wraz joystickami
- gniazda wejściowe dla głośników, dodatkowych paneli, innych systemów

Wizualizacja całego procesu także została sparametryzowana do indywidualnych upodobań, zezwalając na wizualizację zarówno dwu, jak i trójwymiarową, zezwalając jednocześnie na wiele ustawień endoskopu i monitora. Płaski monitor wspomagający, zamontowany równoległe do głównego, wyświetla dodatkowe dane życiowe pacjenta.

System ZEUS został zaprojektowany rozważnie biorąc pod uwagę wykorzystanie przestrzeni typowej sali operacyjnej, z uwzględnieniem potrzeb operacji endoskopowej. Zajmuje mało miejsca na stole operacyjnym, dając łatwy dostęp do pacjenta i zezwalając na współdziałanie tradycyjnych procedur chirurgicznych. Celem łatwego przechowywania, transportu i instalacji, system posiada budowę modułową. Każde z ramion waży 16.25 kg i przystosowane jest do wykorzystania różnych portów, standardowych 5mm instrumentów i 5–10mm endoskopów. Wszystkie trzy ramiona są mocowane do stołu operacyjnego, bez konieczności ich późniejszego przemieszczania, dając chirurgowi możliwość dynamicznej zmiany pozycji stołu w trakcie operacji, ich rozmieszczenie przedstawia poniższy rysunek.

4 Robin Heart Shell® - od inspiracji do kreacji

Inspiracją dla powstania konsoli, której nadaliśmy nazwę Robin Heart Shell była jedna z operacji którą obserwowałem w Śląskim Centrum Chorób Serca (Rys.4). Chirurdzy podczas operacji mniej inwazyjnej wykonywanej przez małe otwory w ciele mają do dyspozycji specjalne narzędzia z długą tuleją prowadzącą napęd od uchwytu do końcówki narzędziowej we wnętrzu pacjenta. Na sposób prowadzenia operacji i sprawność wykonywania różnych czynności ma wpływ kształt uchwytu. Generalnie najbardziej popularne są dwa rozwiązania: uchwyt pistoletowy lub uchwyt typu pęseta (więcej rozważań na ten temat może czytelnik znaleźć w drugiej pracy naszego zespołu w tym zbiorze poświęconej nowego typu narzędziom chirurgicznym).

Obserwowany podczas pracy chirurg trzyma narzędzia uchwycone w dłoni „od góry” dzięki czemu niewielkie przesunięcie palców kieruje precyzyjnie położeniem końcówki narzędzia, zaciśnięcie uchwytu powoduje zaciśnięcie imadełka trzymającego igłę podczas szycia. Ułożenie chirurga jest bardziej podobne do dyrygenta z batutą niż elektronika z lutownicą pistoletową. Łatwiej jest obracać narzędzie w palcach niż obrót wykonywać całą dłonią zaciśniętą na uchwycie. W omawianej pozycji chirurg pracował kilka godzin precyzyjnie wykonując różne elementy operacji: cięcie, przenoszenie, uchwycenie, szycie. By dojrzeć dokładnie operowany organ (była to operacja naprawcza zastawki mitralnej serca) chirurg posiada okulary z soczewkami (powiększenie 3 razy), dodatkowo obraz powiększony dowolnie znajduje się na ekranie dostarczony za pomocą endoskopowego systemu wizyjnego wprowadzonego w otwór ciała

pacjenta. Zadaliśmy sobie zadanie aby skonstruować konsolę robota, który przecież operuje również metodami mniej inwazyjnymi, w sposób zwiększającą ergonomię pracy chirurga ale tak aby uwzględnić doświadczenie oraz pewne naturalne cechy układu chirurg – pacjent.

Pierwsze nasze rozwiązania problemu kontakt człowiek-maszyna, chirurg – robot Robin Heart oparliśmy na spostrzeżeniu, iż główną grupą docelową są chirurdzy operujący popularnymi narzędziami laparoskopowymi z uchwytem pistoletowym. Opracowaliśmy również system doradczy oraz panel sterowania różnymi funkcjami dodatkowymi układu sterowania robotem. System z powodzeniem był stosowany podczas wielu testów laboratoryjnych robota oraz podczas warsztatów chirurgicznych.

Głównym problemem, który w omawianym rozwiązaniu nie był rozwiązany optymalnie było sterowanie położeniem dodatkowych stopni swobody końcówki narzędzia (sama końcówka narzędzia ma 4 stopnie swobody) . Aby uruchomić, w szczególności nienaturalny dla dłoni zakres ruchu narzędzia zastosowaliśmy krążki obrotowe które można było ustawiać wolnymi placami dłoni opartej o uchwyt.

Konsola Robin Heart Shell (Rys.5, 6) rozwiązuje zarówno problem ergonomii operowania jaki i optymalizuje położenie wszystkich elementów wpływających na skuteczność pracy chirurga stanowiąc wygodne miejsce pracy. Jej funkcjonalność można ująć następująco:

1. Całość konstrukcji odpowiada naturalnej sytuacji pracy chirurga „we wnętrzu pacjenta” (pamiętajmy że chirurg pracuje „na powiększonym obrazie pola operacyjnego”). Uchwyt sterujący położeniem narzędzia można wygodnie ustawić względem operatora. Chirurg trzyma jakby za końcówkę narzędzia. Punkt stały, przegub obrotowy znajduje się na wysokości głowy operatora.
2. Monitor obserwacyjny znajduje poniżej, pod niewielkim kątem do poziomu – podobnie jak pole operacyjne podczas operacji chirurgicznej.
3. Chirurg operuje uchwytami nad monitorem równocześnie obserwując efekt – ruch narzędzi.
4. Podnosząc wzrok o niewielki kąt ma przed oczami monitor umożliwiający obserwację informacji diagnostycznych wykonanych przed operacją, bazy doradczej oraz sygnałów monitorujących stan pacjenta podczas operacji. Konfiguracja monitora dotykowego może być zmieniona bezpośrednio palcem, głosem, pedałem lub innym zadajnikiem ruchu.
5. Pedały są umieszczone w wygodnej pozycji umożliwiając sterowanie kamery endoskopowej lub odsprzęglając cały układ mechaniczny.

Cechą charakterystyczną konstrukcji jest oparcie jej na naturalnej idei operatora umieszczonego wewnątrz przestrzeni operacji, która została uzyskana przez zawieszenie przegubu obrotowego zadajników ruchu nad głową operatora oraz monitora (2D lub 3D) w części dolnej – swobodnie operator patrzy w dół pod wybranym kątem. Operator przesuwając w wygodne położenie zadajniki ruchu o kształcie przypominającym narzędzie, operuje zadajnikami bezpośrednio nad monitorem co daje wygodną (szczególnie w fazie uczenia) możliwość równoczesnej obserwacji ruchu dłoni z zadajnikiem oraz efektu zadanego ruchu (ruchu narzędzi w polu operacyjnym zobrazowanym na monitorze). Wielu chirurgów wskazywało na kłopoty wynikające z braku możliwości obserwacji zadajnika i pedałów bez utraty kontaktu wzrokowego z polem operacyjnym. Pod monitorem, w dobranej przez chirurga lokalizacji znajdują się pedały do sterowania torem wizyjnym i odsprzęgania układu mechanicznego. Przez otwory naturalne lub dwa, trzy nacięcia (odpowiednio opracowane – troakar) w powłokach ciała pacjenta wprowadzone w pole operacyjne są narzędzia chirurgiczne (nożyczki, kleszczyki, itp.), przez kolejny – wizyjny tor endoskopowy za pomocą którego tworzony jest obraz pola operacyjnego. Można rozważyć też wprowadzenie kolejnej kamery pokazującej obraz z innego ujęcia lub obraz całkowity np. typu panoramicznego. W konsoli zamocowane są minimum dwa monitory: jeden obserwacyjny nad kolanami operatora, drugi wyżej na wprost – monitor techniczny.

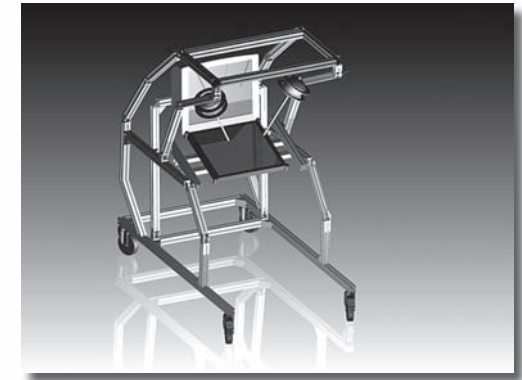


Rys. 4 Chirurg podczas operacji, który stał się inspiracją nowej konsoli. Chirurg operuje przez nieduże nacięcie w powłokach ciała pacjenta, wspomaga obraz pola operacji pokazany na monitorze z pomocą toru endowizyjnego



Rys. 5 Konsola sterownicza: zadajnik Master robota narzędziowego (po lewej), monitor pola operacyjnego (poniżej), monitor techniczny (powyżej) konfigurowany wg życzenia operatora

Robin Heart Shell



Rys.6 Model komputerowy CAD (a) oraz rzeczywisty widok w czasie pracy laboratoryjnej (b) konsoli sterowniczej Robin Heart Shell®.

Zadajnik ruchu sterowany jest intuicyjnie: ruch w dół oznacza ruch w dół narzędzia w polu operacji itp. Trzymadło w kształcie długopisu lub wygodny, oryginalny uchwyt i podwieszenie dłoni (ze sprężyną równoważącą system mechaniczny zadajnika) pozwala na swobodne poruszanie palcami, które za pomocą zacisków (jak penseta), przycisków, pokręteł, mikrodojstników w wygodny, nie zakłócając stabilnemu sterowaniu orientacją narzędzia pozwala sterować znaczną liczbą dodatkowych stopni swobody (ruchów elementów z przegubami typu nadgarstek narzędzia lub funkcji narzędzi – np. automatycznej wybranej sekwencji ruchów dodatkowych funkcji np. automatycznego zszywania tkanek).

Cechami charakterystycznymi konsoli są:

1. naturalna idea „operator w polu operacyjnym”
2. naturalne sterowanie zadajnikami tuż nad monitorem
3. wygodna ażurowa konstrukcja umożliwiająca dopasowanie wszystkich elementów wpływających na ergonomię pracy oraz kontakt z otoczeniem (jeśli konsola znajduje się na sali operacyjnej)
4. układ przekazu informacji umożliwiający w wygodny sposób zarówno kontakt ze światem zewnętrznym, korzystanie on-line z systemu doradczego (efekt pracy bioinżynierów analizujących operację m.in. za pomocą modelowania)
5. specjalny, niespotykany w innych rozwiązaniach system elektro-mechaniczny zadajnika ruchu, który łączy zalety:
 - precyzji orientacji narzędzia,
 - sterowanie wygodnie znaczną liczbą funkcji dodatkowych,

- wygody umożliwiającej długi czas pracy bez zmęczenia
 - naturalnej pozycji dla pracy chirurga endoskopowego.
6. przegub i cały mechanizm zadajnika zawieszony jest nad głową operatora (w „dachy” konsoli) dzięki czemu, zgodnie z obecnymi standardami cała przestrzeń jest wolna wokół operatora, może być modyfikowana, operator może swobodnie zaprojektować, ustawić zarówno monitory, zadajniki i pedały.

5 Wnioski

Konsola jest przeznaczona głównie do prowadzenia operacji chirurgicznych na narządach wewnętrznych miękkich i do asystowania przy prowadzeniu zabiegów wideoskopowych na narządach wewnętrznych. Jednakże można założyć jej zastosowań również do manipulatorów precyzyjnych stosowanych różnych gałęziach przemysłu i nauki.

Podziękowania:

Projekt robota Robin Heart był finansowany w ramach projektu badawczego KBN 8 T11E 001 18 oraz projektu zamawianego PW-004/ITE/02/2004 oraz przez Fundację Rozwoju Kardiochirurgii i wielu sponsorów z których wymienię tylko Vattenfall i PKO BP SA. Autorzy dziękują wszystkim, którzy przyczynili się do powstania prototypu konsoli, w tym Piotrowi Kurtykowi, Piotrowi Wojtaszykowi, Mariuszowi Jakubowskiemu, Adamowi Klisowskiemu.

Zastosowanie Techniki Cyfrowej Rejestracji Optycznej Do Określenia Wielkości Kinematycznych Telemanipulatora Robin Heart Vision

Grzegorz Ilewicz¹, Robert Michnik¹, Jacek Jukrojc¹,
Dagmara Tejszerska¹, Zbigniew Nawrat^{2,3}

¹Zakład Mechaniki Ogólnej i Biomechaniki, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska

²Laboratorium Biocybernetyki, Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii ³Katedra Kardiochirurgii i

Transplantologii, Śląska Akademia Medyczna

grzegorz.ilewicz@polsl.pl

Streszczenie:

W pracy przedstawiono wyniki pomiarów doświadczalnych z użyciem techniki cyfrowej rejestracji optycznej ruchu łańcucha kinematycznego telemanipulatora Robin Heart Vision™ i chirurga pozycjonującego końcówkę przeznaczoną do operowania z tkankami żywymi. Przedstawiono również zastosowanie danych uzyskanych podczas pomiarów do monitorowania poprawności pozycjonowania ramienia manipulatora (część SLAVE telemanipulatora RHV) na przekazany poprzez zadajnik (część MASTER telemanipulatora RHV) ruch kończyny górnej lub głowy chirurga. Zaprezentowano także przykłady wykorzystania danych eksperymentalnych do celów modelowania numerycznego zagadnienia dynamiki telemanipulatora. W przeprowadzonych analizach i estymacji parametrów kinematycznych korzystano z oprogramowania komercyjnego APAS oraz algorytmów autorskich Katedry Mechaniki Stosowanej. Badania przeprowadzono w Laboratorium Biocybernetyki Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze.

Abstract:

Results of measurements of telemanipulator Robin Heart Vision™ and surgeon operating this manipulator, carried out with the use of video recording, are presented in the paper. Obtained results were used to control correctness of positioning of the manipulator (SLAVE part) by surgeon who operates MASTER part by his hands or head. Measured kinematics quantities were also used in modeling of dynamics of the manipulator. During analysis commercial computer program APAS as well as computer programs formulated by researchers of Department of Applied Mechanics were used. All measurements were carried out in the Laboratory of Biocybernetics of Foundation for Cardiac Suregry Development, Zabrze.

1 Wprowadzenie – chirurgia małoinwazyjna wykładnią postępu w medycynie.

Komplementarność myśli technicznej i medycznej przeniosła się na standard leczenia w szpitalach na całym świecie. Ogół dobrodziejstw techniki powiększających możliwości leczenia jest obserwowalny od urządzeń diagnostycznych począwszy na narzędziach operacyjnych skończywszy. Obecny czas jest szczególnie pozytywny ze względu na hiperpostęp rozwoju narzędzi medycznych, które w rękach lekarzy stają się precyzyjnymi środkami do zapewnienia pacjentom optymalnych interwencji medycznych.

Jedną z dziedzin w której pokładane są szczególne nadzieje jest chirurgia minimalnie inwazyjna, której głównym zadaniem jest zoperowanie człowieka poprzez usunięcie ogniska chorobowego przy możliwie najmniejszym uszkodzeniu tkanek zdrowych stanowiących barierę pomiędzy chorym organem i narzędziem operacyjnym. Efekt taki uzyskuje się przy zastosowaniu narzędzi o mini wymiarach lecz efektywnej ruchliwości, które wprowadzone przez odpowiednio małe otwory (zwane portami), przenoszą czynności dłoni chirurga znajdującej się poza jamą ciała do wnętrza pola operacyjnego. Pomimo niepomiernych zalet takiego sposobu postępowania istnieją również pewnego rodzaju niedogodności (spowodowane punktem podparcia – trokarem umieszczonym w małych otworach) Można do nich zaliczyć: ograniczenie liczby stopni swobody narzędzia endoskopowego do 4 w stosunku do operacji przeprowadzanej w sposób tradycyjny 6, przeskalowanie wartości przemieszczeń i prędkości tulei narzędzia (dźwigni dla której punktem podparcia jest port) zakończoną właściwą końcówką narzędziową. Obserwuje się również odwrócenie kierunków ruchu narzędzia obserwowanego na panelu monitora będącego zakończeniem toru wizyjnego dla którego początkiem jest endoskopowa kamera. Należy także powiedzieć o utraceniu możliwości palpacji organów wewnętrznych i pogorszeniu jakości doznań wzrokowych spowodowanej koniecznością uczestnictwa pomocnika kierującego ruchem endoskopu – wprowadzającego drgania obrazu będące następstwem często wielogodzinnego wysiłku spowodowanego pozycją stojącą i nienaturalnym ułożeniem narządów ruchu.

Wieloletnie już doświadczenia umożliwiły opracowanie narzędzi dzięki którym można było wprowadzić nowy standard precyzji w zastosowaniach chirurgii mniej inwazyjnej dla potrzeb operacji (szczególnie kardiochirurgicznej gdzie operowany układ naczyniowy wraz z sercem może znajdować się w ruchu). Mowa tu o nowej gałęzi medycyny jaką jest robotyka medyczna. Zastosowanie robotów w polu operacyjnym jest znane i niepodważalne. Unikatowym natomiast stało się wykorzystanie telemanipulatorów do przeprowadzania skomplikowanych małoinwazyjnych procedur chirurgii tkanki miękkiej.

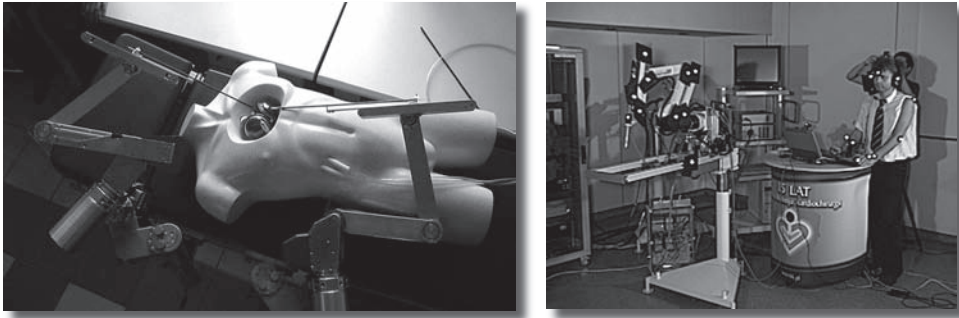
Układy tego typu posiadają strukturę typu MASTER (ergonomiczny interfejs chirurga) – SLAVE (multiswabodne ramię manipulatora z zamocowaną przykładowo: kamerą endoskopową lub narzędziem torakoskopowym). Informacja o istotnych wielkościach typu: wartości przemieszczeń zadawanych przez chirurga, generowane siły na końcówce operacyjnej (skalpelu, igły, kleszczykach, nożyczkach itd.) czy też informacje dotykowe o sztywności tkanki są między tymi dwoma głównymi składnikami systemu przekazywane za pomocą transmisji przewodowej pośredniczonej przez moduł sterowania z zabezpieczeniami eliminującymi praktycznie do zera możliwości niebezpiecznego wpływu zakłóceń. Dzięki temu udało się m.in. wykonać transatlantycką operację resekcji woreczka żółciowego na dystansie Nowy Jork – Strasburg zakończoną dla pacjenta w sposób pomyślny. Dodatkowo udało się wyeliminować tremor przenoszony się z dłoni chirurga na operowany organ, co stało się prawdopodobnie największą zaletą tych wysokospecjalistycznych zrobotyzowanych asystentów chirurga stosowanych w chirurgii zmniejszonego urazu.

2 Telemanipulator Robin Heart

Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii jest prekursorem w wytwarzaniu zrobotyzowanych narzędzi kardiochirurgicznych w Polsce. W świecie wdrażaniem robotyki medycznej na grunt kliniczny zajmuje się firma Intuitive Surgical Inc. (Sunnyvale, CA) – producent komercyjnego systemu o nazwie Da Vinci, który wykazał się wielokrotnie jako świetne dopełnienie możliwości operacyjnych chirurga, skutkując bardzo szybkim powrotem do zdrowia pacjentów zoperowanych z jego użyciem.

Polski zrobotyzowany asystent kardiochirurga to Robin Heart. Do tego czasu wykonano preprototyp Robin Heart 0 oraz w zasadzie gotowy do operacji w stosunkowo niedługim czasie Robin Heart 1,3 oraz Vision – telemanipulator toru endoskopowego. Istnieje również Robin Heart 2 (rys.1), który w przyszłości może być wykorzystywany m.in. do serwisowania sztucznych narządów (np. serca, nerki itp.)

Zrobotyzowany system do kardiochirurgicznych operacji małoinwazyjnych Robin Heart posiada architekturę typu MASTER – SLAVE. Zadajniki ruchu będące podzespołem interfejsu chirurga mają m.in. kształt laparoskopowy zapewniający efektywne kierowanie końcówką torakoskopową (rys.1b) operującą w przestrzeni roboczej o charakterze sferycznym. Opracowano również inne metody sterowania ruchem ramienia manipulatora – części SLAVE. Przykładem może być sterowanie za pomocą ruchów zadawanych przemieszczającą się głową chirurga pozostającego w wizualnym sprzężeniu zwrotnym z manewrującymi kleszczykami operacyjnymi.



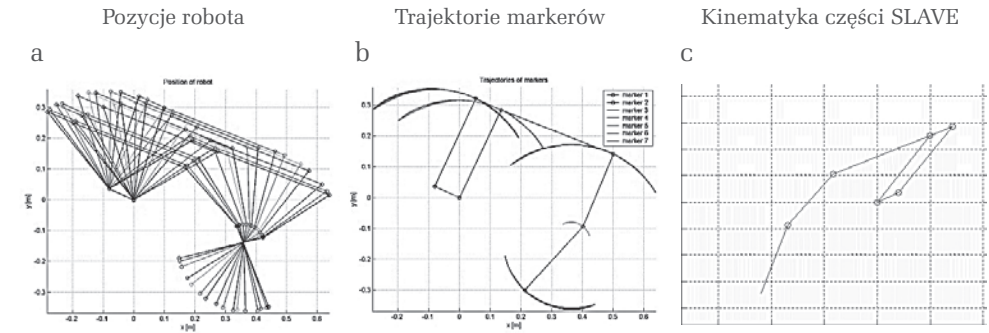
Rys.1 a) telemanipulator Robin Heart 2 – testowanie procedury serwisowania sztucznego narządu [1], b) telemanipulator Robin Vision – eksperyment cyfrowej rejestracji optycznej podczas sterowania zadajnikiem ruchu o konstrukcji manipulatora drążkowego i zadajnika ruchu zamocowanego do głowy chirurga

Prace innowacyjne pod patronatem Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w zakresie rodziny Robin Heart prowadzone są przez liczne ośrodki naukowe jak m.in.: Politechnika Łódzka (RH1,3,Vision), Warszawska (RH2), Śląska (zagadnienia modelowania, kinematyki, dynamiki RH1 [2], biomechaniki/ergonomii), Akademia Górniczo Hutnicza.

3 Cyfrowa rejestracja optyczna telemanipulatora Robin Heart Vision

W celu wyznaczenia parametrów kinematycznych układu wielocłonowego składającego się z telemanipulatora Robin Heart Vision oraz chirurga pozycjonującego końcówkę operacyjną (rys.1b) skorzystano z techniki cyfrowej rejestracji optycznej przeprowadzonej przy pomocy trzech sensorów optyczno - elektronicznych (kamer cyfrowych) zsynchronizowanych i połączonych poprzez transmisję przewodową z przenośną jednostką obliczeniową klasy notebook wyposażoną w system do rozpoznawania i analizy ruchu APAS. Istotą eksperymentu było rejestrowanie ruchów refleksyjnych markerów umieszczonych w istotnych punktach układu poddanego badaniu (rys.1b). Dzięki zarejestrowaniu ruchu znaczników w kolejnych chwilach czasu uzyskano informację o ich położeniu w tych chwilach i tym samym trajektorie po których się poruszały (rys.3). Ruchowi markerów odpowiadają ruchy poszczególnych elementów systemu (układu telemanipulatora) dzięki czemu ich kinematyka jest jednoznacznie określona.

Przy wykorzystaniu aparatu matematycznego różniczkowania możliwe jest w kolejnych krokach obliczeniowych uzyskanie informacji o ich prędkościach i przyspieszeniach. Dane uzyskane w ten sposób umożliwiają wyznaczenie wielkości kinematycznych, jak również mogą stanowić podstawę (dane wejściowe) do sformułowania modelu dynamiki telemanipulatora.

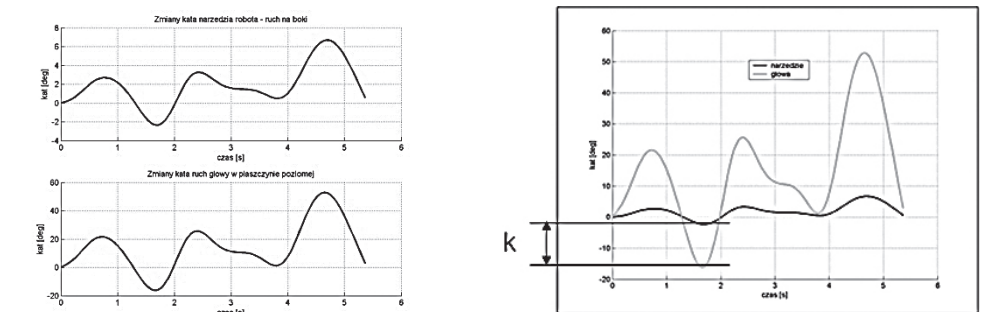


Rys.3 Pozycje markerów w kolejnych iteracjach (a), ich trajektorie (b) oraz uzyskana kinematyka części SLAVE telemanipulatora(c).[3]

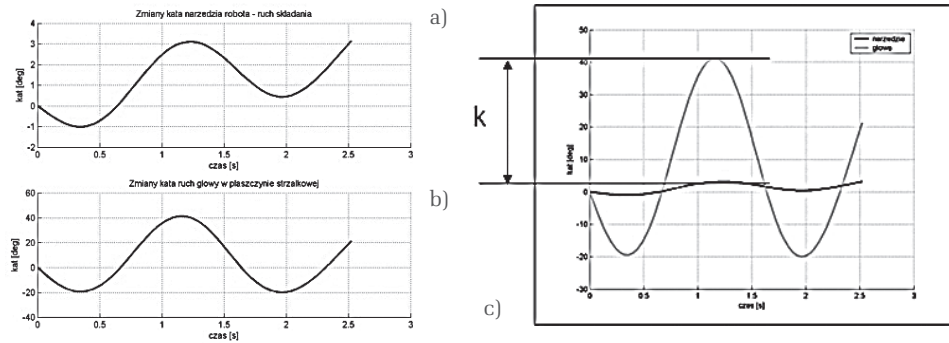
4 Wyniki badań, analiza i opracowanie.

Podstawowymi parametrami kinematycznymi świadczącymi o jakości przeprowadzanej teleoperacji są: współczynniki skalowania wartości przemieszczenia części SLAVE na zadane przemieszczenie pochodzące od chirurga i wprowadzane do układu telemanipulatora przy pomocy zadajnika ruchu, wartości stałych czasowych opóźnienia pomiędzy ruchem części Master i momentem w którym zostaje zapoczątkowany ruch części SLAVE oraz dokładność powtarzania ruchów (ich mapowania).

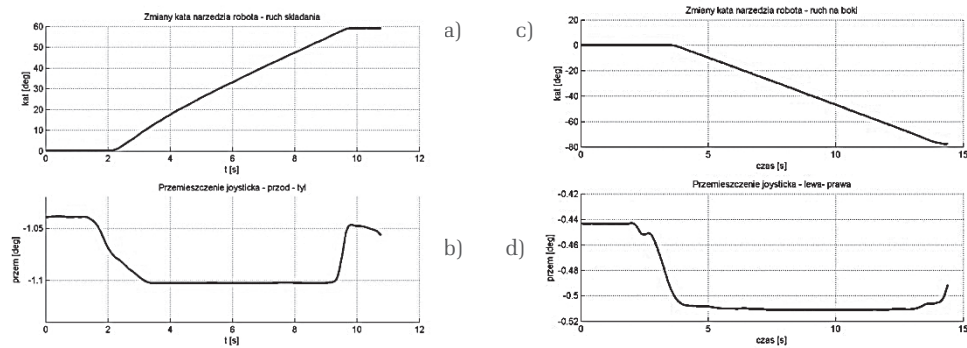
Charakterystyki przedstawione na rys. 4,5 przedstawiają wielkości kinematyczne telemanipulatora Robin Heart Vision sterowanego zadajnikiem ruchu umieszczonym na głowie chirurga. Ruchowi głowy chirurga w płaszczyźnie poziomej (rys.4b) odpowiadał ruch części SLAVE telemanipulatora wokół osi pierwszestopnia swobody (rys.4a). Zakres ruchu ramienia został przeskalowany o wartość współczynnika skali k w stosunku co do przemieszczenia kąтового zrealizowanego przez zadajnik ruchu (rys.4c).



Rys.4 Charakterystyki przemieszczeń kątowych ruchu głowy w płaszczyźnie poziomej (b) oraz adekwatnej rotacji końcówki operacyjnej dla ruchu wokół osi drugiego stopnia swobody (a) z zaznaczeniem współczynnika skali k (c) [4]



Rys.5 Charakterystyki przemieszczeń kątowych ruchu głowy w płaszczyźnie strzałkowej (b) oraz adekwatnej rotacji końcówki operacyjnej wokół osi pierwszego stopnia swobody (a) z zaznaczeniem współczynnika skali k_1 (c) [4]



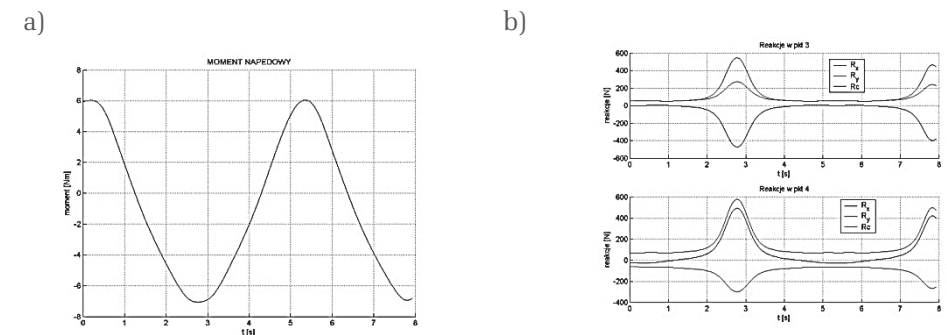
Rys.6 Charakterystyki przemieszczeń kątowych manipulatora drążkowego i rotacji ramienia manipulatora w osiach 1 DOF w raz z wyznaczeniem stałej czasowej T, T_1 opóźnienia pomiędzy adekwatnymi ruchami

Przedstawione na rysunku 5 wyniki obrazują ruch głowy chirurga w płaszczyźnie strzałkowej (rys.5b) czemu odpowiada ruch mechanizmu równoległowodowego – jego rotacja wokół osi drugiego stopnia swobody (rys.5a). Zakres ruchu ramienia został przeskalowany o wartość współczynnika skali k_1 w stosunku co do przemieszczenia kątowego zrealizowanego przez zadajnik ruchu (rys.5c). Dane z charakterystyk przedstawionych na rysunkach 4,5 ukazują jakości powtarzania ruchu pomiędzy odpowiadającymi sobie ruchami części MASTER (zadajnik ruchu) i części SLAVE (kończówka endoskopowa). Odmiennym sposobem sterowania ruchem końcówki operacyjnej było zadawanie przemieszczeń manipulatorem drążkowym (rys.1b). Uzyskano wielkości kinematyczne istotne dla tego typu sterowania. Na rysunku 6 przedstawiono charakterystyki ruchu zadajnika (rys.6a,c) i spowodowane tymi ruchami przemieszczenia kątowe narzędzia endoskopowego (rys.6 b,d).

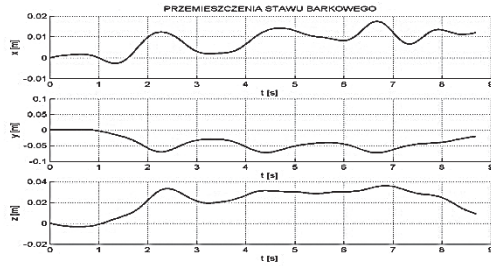
Ruchom manipulatora drążkowego w pełnym zakresie odpowiadały ruchy ramienia robota w osiach pierwszego i drugiego stopnia swobody. Wielkości kinematyczne uzyskane w ten sposób dały asumpt do określenia czasów opóźnień T, T_1 (rys.6) zarejestrowanych w analizowanym eksperymencie.

5 Przykłady zastosowania danych pomiarowych w zagadnieniu dynamiki oraz ergonomii.

Uzyskane w eksperymencie cyfrowej rejestracji optycznej wielkości kinematyczne zostały wykorzystane dla celów sformułowania zagadnienia dynamiki telemanipulatora. Dla każdego segmentu części SLAVE telemanipulatora (rys.7b1) zapisano dynamiczne równania ruchu uwzględniając oddziaływanie pola grawitacyjnego, sił d'Alemberta oraz sił generowanych przez silniki. Otrzymano w ten sposób układ równań, który jest rozwiązywany w kolejnych iteracjach przy znanych wielkościach kinematycznych oraz inercyjnych. Przeprowadzone w ten sposób obliczenia umożliwiają uzyskanie wielkości sił generowanych przez siłowniki (rys.7a) oraz sił reakcji w połączeniach kinematycznych (rys. 7b).



Rys.7 a) Charakterystyka momentu napędowego serwowalnika 2 DOF b) wartości reakcji w przegubach 3,4 części SLAVE telemanipulatora



Rys.8 Przemieszczenia liniowe stawu barkowego podczas realizacji ruchu w 1DOF [1]
oś x – oś strzałkowa, oś y – oś pionowa, oś z – oś pozioma

Przeprowadzone doświadczenia umożliwiły również poznanie wielkości kinematycznych dotyczących kończyny górnej chirurga sterującego zadajnikiem ruchu w celu doboru optymalnej (wygodnej) pozycji operatora w stosunku do zadajnika ruchu. Dla ruchu kończyny górnej wyznaczano zakresy przemieszczeń liniowych stawu barkowego (rys.8) oraz zakresy przemieszczeń kątowych ramienia i przedramienia kończyny górnej w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej.

6 Bibliografia

- [1] Robert MICHNIK, Grzegorz ILEWICZ, Jacek JURKOJC, Dagmara TEJSZERSKA, Zbigniew NAWRAT: Analiza kinematyczna telemanipulatora kardiochirurgicznego Robin Heart 1: II Sympozjum Analiza ruchu - teoria i praktyka w zastosowaniach klinicznych, Instytut Pomnik - Centrum Zdrowia Dziecka 2006 (materiały konferencyjne); Standardy Medyczne (w druku)
- [2] Iwona CHUCHNOWSKA: Modelowanie dynamiki robota chirurgicznego Robin Heart: Rozprawa doktorska
- [3] Grzegorz ILEWICZ, Jacek MICHNIK, Dagmara TEJSZERSKA, Zbigniew NAWRAT: Badania interakcji w układzie wielocłonowym telemanipulatora kardiochirurgicznego chirurg-zadajnik ruchu-narzędzie torakoskopowe: Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 1/2007 pp.65-70, Gliwice 2007
- [4] Robert MICHNIK, Grzegorz ILEWICZ, Jacek JURKOJC, Dagmara TEJSZERSKA, Zbigniew NAWRAT: Controlling of the operating tool displacement of master-slave system of cardio-surgical telemanipulator: Modelling and Optimization of Physical Systems 6 pp. 117-122, Gliwice 2007

Simulation Of The Master - Slave System RobIn Heart: Kinematic Analysis, Dynamic Analysis and Bilateral Control Diagrams

Vera Pérez¹, Nelson Escobar¹, César Medina¹, Luis Gutiérrez¹, John Bustamante¹,
Zbigniew Nawrat², Pawel Kostka²

¹ Universidad Pontificia Bolivariana (UPB) - Colombia, ² Foundation for Cardiac Surgery Development (FCSD) - Poland, vera.perez@upb.edu.co

Abstract.

The Bioengineering Research Group of UPB has made contributions in the Robin Heart Project of FCSD in the simulation phase of this telesurgical system. This simulation includes the kinematic and dynamic interaction master-slave based on previous studies and additionally there has been incorporated the analysis of bilateral control diagrams. The simulation has the following components: direct kinematics analysis of the master system, inverse kinematic analysis of the slave, dynamics analysis of the slave using the Lagrange – Euler method, complete simulation of the system and analysis of the system's bilateral control diagrams, including torque – force feedback for the Robin Heart specific application. Some tests of intermediate calculation in the study were carried out. In this way, it was possible to obtain partial successful results before complete simulation.

1 Introduction

Currently the commercial systems for application in telesurgery have good visual feedback [1] permitting a 3D visualization of tissues and organs and facilitating the procedure. Nevertheless, several studies have shown the advantages of the incorporation of force feedback to minimally invasive surgical (MIS) procedures, like the diminishing the force applied on the tissue, reducing the number of errors that destroy the tissues, diminishing energy consumption and taking less time to finish a task [2, 3]. To incorporate force feedback into a telesurgical system, it is necessary to be familiar with this system or the process like a model or a plant. Two principal parts are known in the case of the Robin Heart (RH) telesurgical system of FCSD in Poland: master and slave. A dynamic and kinematic analysis of this system will be presented and the results will be used in an implementation of a control system, where the force sensation could be an important feedback signal.

2 Kinematic interaction master - slave

The kinematic interaction master–slave was analyzed in two phases: the first one was the direct kinematic in the master system, because, the surgeon inputs to the master the different values of each joint and it is necessary to know the location of the tool tip. Fig 1 presents a CAD model of master system and the complete direct kinematic analysis is presented in [4]. The master system was analyzed like a manipulator of 4 degrees of freedom and the results of the direct kinematic analysis for the master is described in the equations (1), (2) and (3).

$$x = \text{sen}(\theta_1)d_2 + \cos(\theta_1)L_1 \quad (1)$$

$$y = -d_1 \quad (2)$$

$$z = \cos(\theta_1)d_2 + \text{sen}(\theta_1)L_1 \quad (3)$$

Where θ_1 , θ_2 and θ_3 are the angles for the joints 1, 2 and 3 respectively; is L_1 a fixed distance and d_2 is a variable distance assigned according to the analysis shown in [4].

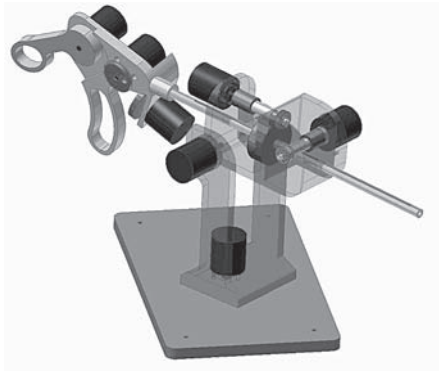


Fig 1. Master system

The second part of this analysis is the inverse kinematic of the slave. In this case, knowing the tool tip point for the slave (the same as for the master), it is possible to know the values for each joint. This implementation was carried out in a simulation in Matlab.

3 Dynamic interaction master - slave

The dynamic for the master was not taken into account for the master because this part of the control is performed by the surgeon. This dynamic analysis used some parameters calculated using plans and models in Solid Edge and Matlab softwares, as is shown in Fig. 2.

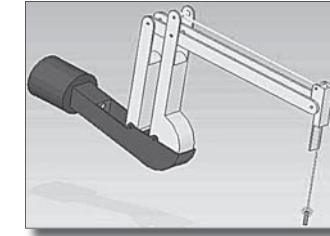


Fig 2. Slave system

For dynamic analysis of the system, the Lagrange - Euler method was used. Equation (4) presents this method:

$$\tau(t) = M(q(t))\ddot{q}(t) + h(q(t), \dot{q}(t)) + c(q(t)) \quad (4)$$

Where

$\tau(t)$ is a generalized torque vector of 2x1 applied in joints

$q(t)$ is a vector 2x1 of joint variables in the arm

$\dot{q}(t)$ is a vector 2x1 joint velocity in the arm

$\ddot{q}(t)$ is a vector 2x1 of the acceleration of $q(t)$

$M(q)$ is a inertial symmetric matrix 2x2 related to acceleration

$h(q, \dot{q})$ is a Coriolis' force and non-linear centrifuge vector 2X1

$c(q)$ is a gravitational charge force vector 2x1.

Then, it is necessary to calculate the elements $M(q)$, $h(\dot{q}, q)$, and $c(q)$ in expression (4).

Fig. 3 shows the user interface with the master and the slave in which it is possible to visualize the movement in the slave (kinematics), to calculate the torques for the degrees of freedom needed in the location of the robot and to graph the dynamic curve.

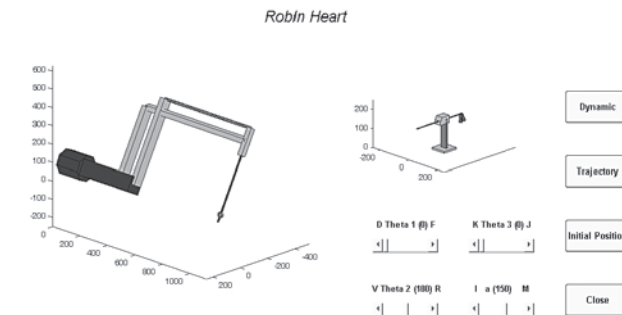


Fig 3. Simulation environment for the Robin Heart system

3.1. Calculation of inertial symmetric matrix $M(q)$

Calculation of inertial symmetric matrix is done using the following equations:

$$M_{ik} = \sum_{j=\max(i,k)}^n Tr(U_{jk} J_j U_{ji}^T) \quad (5)$$

with $i,k = 1,2$

if the problem is extended for 7 DOF, then $i,k=1,2,\dots,7$ where

$$U_{ij} = \begin{cases} {}^0A_{j-1} Q_j {}^{j-1}A_i & \text{for } j \leq i \\ 0 & \text{for } j > i \end{cases} \quad (6)$$

${}^0A_{j-1}$: It is a transformation of frames matrix which present the relationship between frame $j-1$ and the frame of base.

Q_j : It is one matrix with two different values depending on the kind of joint. For the case of a revolute joint, it is the expression (7)

$$Q_j = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (7)$$

For prismatic joint, it is expression (8):

$$Q_j = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (8)$$

${}^{j-1}A_i$: It is the matrix of transformation which relate the frame i with the frame $j-1$. This matrix of general transformation can be seen in expression (9):

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\cos\alpha_i \sin\theta_i & \sin\alpha_i \sin\theta_i & 0 \\ \sin\theta_i & \cos\alpha_i \cos\theta_i & -\sin\alpha_i \cos\theta_i & 0 \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

And J_j is one matrix defined in function of inertia tensor I_{ij} :

$$J_j = \begin{bmatrix} \frac{-I_{xx} + I_{yy} + I_{zz}}{2} & I_{xy} & I_{xz} & m_i \bar{x}_i \\ I_{xy} & \frac{I_{xx} - I_{yy} + I_{zz}}{2} & I_{yz} & m_i \bar{y}_i \\ I_{xz} & I_{yz} & \frac{I_{xx} + I_{yy} - I_{zz}}{2} & m_i \bar{z}_i \\ m_i \bar{x}_i & m_i \bar{y}_i & m_i \bar{z}_i & m_i \end{bmatrix} \quad (10)$$

The parameters for the calculation of J_j were obtained with help of the software Solid Edge®. The reference axes were located in the center of mass of each link.

3.2. Calculation of Coriolis and centrifuge forces $h(q, \dot{q})$

Expressions (11), (12) and (13) were used:

$$h_i = \sum_{k=1}^n \sum_{m=1}^n h_{ikm} \dot{q}_k \dot{q}_m \quad \text{with } i=1,2,\dots,n \quad (11)$$

Where:

$$h_{ikm} = \sum_{j=\max(i,k,m)}^n Tr(U_{jkm} J_j U_{ji}^T) \quad \text{with } i,k,m=1,2,3,4 \quad (12)$$

Where the expression U_{jkm} are effects between joints:

$$U_{ijk} = \begin{cases} {}^0A_{j-1} Q_j {}^{j-1}A_{k-1} Q_k {}^{k-1}A_i & i \geq k \geq j \\ {}^0A_{k-1} Q_k {}^{k-1}A_{j-1} Q_j {}^{j-1}A_i & i \geq j \geq k \\ 0 & i < j \text{ ó } i < k \end{cases} \quad (13)$$

3.3. Calculation of gravitational charge force vector $c(q)$

Expression (14) was used:

$$c_i = \sum_{j=i}^n (-m_j g U_{ji} {}^j \bar{r}_j) \quad \text{with } i=1,2,\dots,n \quad (14)$$

Where:

m_j is the mass of every joint en Kg.

$g=(g_x, g_y, g_z, 0)$ is one row vector of gravity expressed in the base coordinated system.

In the case of the RH, according to the assignment of frames $g=(0,0,-|g|,0)$ and is the gravitational constant ($g=9.8062 \text{ m/s}^2$).

U_{ji} is the definition presented in expression (3):

${}^j \bar{r}_j$ is the center of mass vector for each joint.

4 Test and results

Test in kinematic and dynamic areas were performed for evaluating different aspects:

4.1. Kinematic tests

The first test was a probe of the kinematic analysis. A comparison between the direct kinematic in the master and the direct kinematic analysis of the inverse kinematic in the slave was performed. The results of the probe show two superimposed curves, as it is shown in Fig 4, demonstrating that the kinematic calculation of the master and slave is correct.

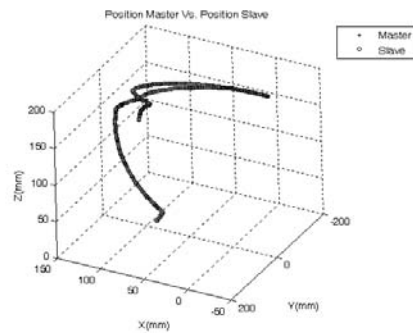
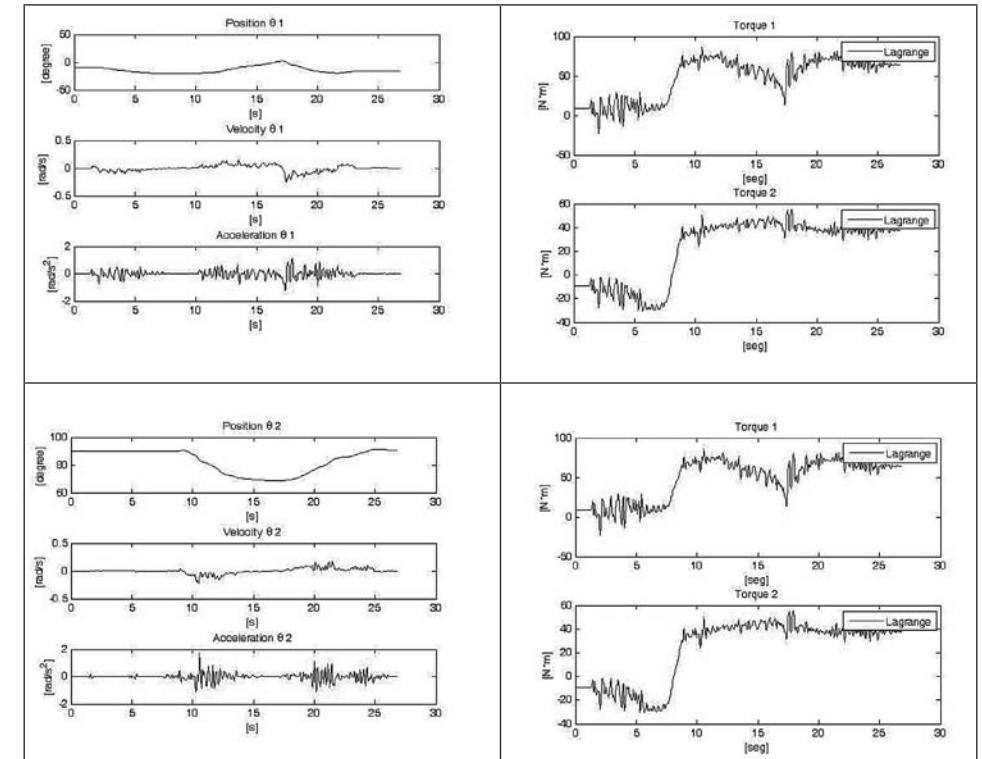
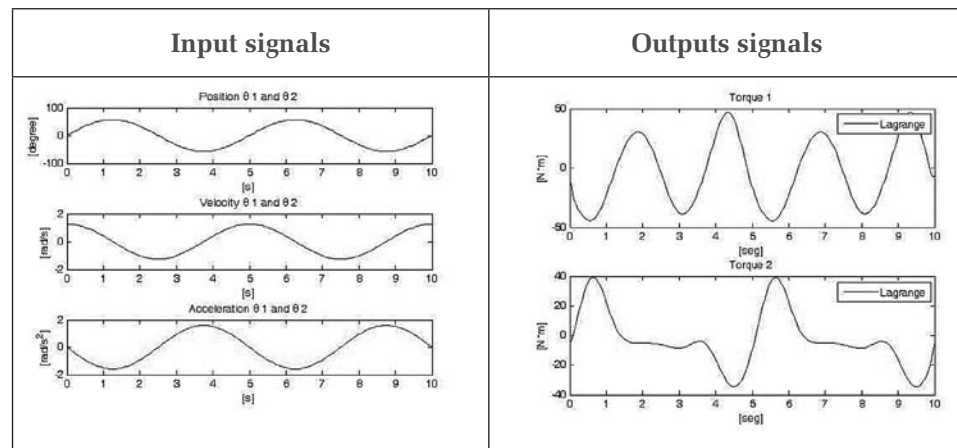


Fig 4. Test of kinematic analysis

4.2. Dynamic tests

The dynamic tests allowed for evaluate the system output to different signals. Initially, the evaluation was performed when a sine signal was the input, obtaining the graphics shown in the row 1 of table 1.



Tab 1. Input signals and output signals for the dynamic analysis in the RH slave

After that, a real signal was obtained with the acquisition system in LabView and reproduced in Matlab for use in the simulation. In this case real signal of position, velocity and acceleration were used and the torque produced are visualized in rows 2 and 3 of the Tab 1.

5. Bilateral control diagrams

Fig. 5 shows a general diagram control for the Robin Heart system where force feedback is included. Some actions of the surgeon are helped by the sensations of force and resistance in the master handle. The essential idea is to create some restrictions of movement and force that will be applied when the security conditions for the patient can be infringed. The teleoperated system must have position and force sensors in the master and in the slave. Two loops of control will be used. The first is a loop in the master – slave direction. The surgeon can move the master, and after applying direct and inverse kinematics, the reference for a movement control is obtained. In this case, the movement sensors in the slave are used for the feedback signals. Additionally, another control loop in the

slave – master direction will have force sensors. In this case, the force of tool – tissue is taken into account and a force control is applied to the system.

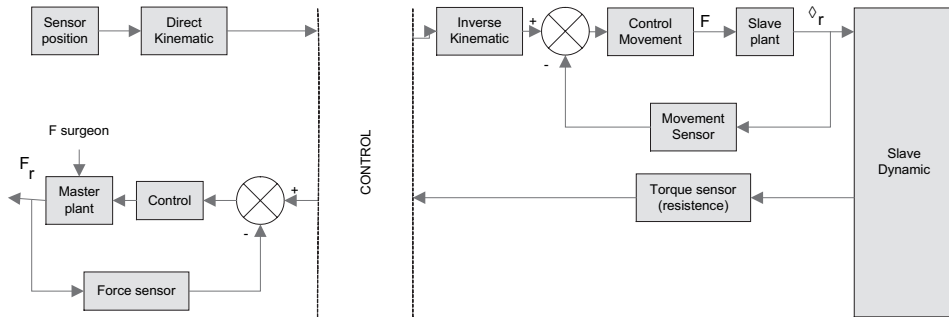


Fig 5. Bilateral control diagram

6 Conclusions

This paper presents a kinematic and dynamic analysis of the Robin Heart system. The kinematics analysis was checked with a test and the dynamic model was simulated with a sine signal and an acquired real signal. With the master – slave dynamic models, the control implementation phase will be carried out. Bilateral controls have been conceived and an analysis of different bilateral control techniques have been performed.

References

- [1] www.intuitivesurgical.com.
- [2] Wagner, C.R., N. Stylopoulos, and R.D. Howe. The role of force feedback in surgery: analysis of blunt dissection. in *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. 2002*.
- [3] Tavakoli, M., R.V. Patel, and M. Moallem, *A Force Reflective Master-Slave System for Minimally Invasive Surgery*. Proceedings of the 2003 IEEE/RSJ Intl. Conference on Intelligent Robots and Systems Las Vegas, Nevada 2003: p. 3077-3082.
- [4] 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.

Possibilities of virtual reality technology application for education and surgeon training.

Zbigniew Nawrat¹, Marek Koźlak²

¹ Foundation for Cardiac Surgery Department, Zabrze, Poland, & Medical University of Silesia, Katowice, Poland, nawrat@frk.pl

² Silesian University of Technology Institution, Gliwice, Poland, marek@eonreality.com

Streszczenie:

Zastosowanie robotów chirurgicznych (telemanipulatorów) zwiększa zdecydowanie jakość wykonywania procedur mniej inwazyjnych dla pacjenta. Istnieje zgoda zarówno użytkowników – chirurgów jak i producentów sprzętu, że, trening chirurga jest kluczem do przyszłego sukcesu. Stosując technologię wirtualnej rzeczywistości interakcyjny model sali operacyjnej z robotem Robin Heart można testować rozwiązanie w fazie prototypu. W Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii wirtualne modele są wykorzystywane: by zweryfikować wybór stosowania określonego narzędzia wewnątrz obszaru operacji przez porównywanie wielkości i kształtu przestrzeni pracy; aby zaplanować i symulować operację krok po kroku; dla ustalenia choreografii podczas operacji optymalizując pozycję każdego ramienia robota; by wybrać poprawnie położenie otworów w ciele pacjenta dla narzędzi; dla edukacji jak stosować tor endowizyjny podczas operacji. Opisany model wirtualnej sali operacyjnej z powodzeniem jest stosowany podczas Warsztatów Chirurgicznych.

Abstract:

Thanks to a technology progress, usage of surgical robots (telemanipulators) in surgery treatment increases radically the quality of the minimal invasive surgery. According to surgeons and device producers, surgeon training is the key to the future success of the robotics industry. Using a Virtual Reality technology an interactive model of surgery room equipped with a Robin Heart system we have a possibility to test the solution in a prototype phase. Foundation for Cardiac Surgery Development is using virtual model: to verify the choice of using a specific instrument inside the surgery area by comparing the size and the shape of the different workspaces; to plan and simulate the surgery treatment with step by step instructions; for a surgery choreography optimizing the position of each robot arm for different procedures; to set the correct trocar ports between the patient ribs; to educate how to use an endoscope camera during the surgery procedure. Presented model of Operating Room in Virtual Reality environment has been successfully used during Surgery Workshop.

1 Introduction

Thanks to a technology progress, usage of surgical robots (telemanipulators) in surgery treatment increases radically the quality of the minimal invasive surgery. Currently there are two different robotic systems designed for a cardiac surgery: clinically working da Vinci offered by Intuitive Surgical (since 1998) and a Polish prototype Robin Heart (RiH). Both daVinci and the RiH systems are computer-controlled tools, located between surgeon's hands and the tip of a surgical instrument.

The robotically assisted surgical techniques offered some advantages:

- excellent 3D visualization, often better and in more remote areas than is possible in conventional surgery
- enhanced precision of surgical technique because the surgeon chooses the ratio for transferring motions,
- elimination of hand tremor

Surgeons need education to become familiar with working with cameras and remote instruments. According to surgeons and device executives, surgeon training is the key to the future success of the robotics industry. Efficiency of using a robotic equipment in an endoscope procedures significantly depends both on a precise tools manipulation and a proper surgery procedure planning. Accurate arrangement of setting up the robots arm with reference to surgery table, positioning the trocars location and right choice of a correct tools, makes the surgery procedure much more safe and harmless. Using a virtual reality technology, based on EON Reality interactive software, we plan all those important steps, increases an effectiveness in noninvasive surgeons training and helps to verify the benefits of using robotic systems in a various surgery treatments.

2 Planning of robot assisted cardiac surgery

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 add for treatment planning prior the operation. For surgery robots (telemanipulator) the following distinct phases can be recognised:

- pre-operative planning
- robot assisted intervention
- feedback and re-planning when the robot starts the to work under supervision of surgeon.

The image – guided surgery is easy to implement for orthopedic surgery, where fixators are commonly used to fix bones, and also for neurosurgery, where the

stereotactic helmet, mounted on the patient's head, is quite popular to provide absolute matching between pre-operative and intra-operative reference frames. For example, Robodoc (ISS Inc., Sacramento, CA,USA) is it industrial system currently used in human trials for implant of hip prostheses. The architecture of the hip replacement surgery system consist of a CT-based presurgical planning sub-system. The surgical procedure includes manual guiding to approximate positions of pins, pre-operatively inserted into bones and automatic tactile search for each pin. Robots controller computes the appropriate transformation to machine out the implant cavity. Then, the pins are removed and the surgeon proceeds in the manual procedure. Robodoc include checking and monitoring of cutter force. Similar techniques adapted to different scenarios have been developed for the cases of total knee arthroplasty, spine surgery, neurosurgery, prostate and eye surgery.

For medical application very important are matching procedures between diagnostic images and off-line intervention planning and real execution. The penetration of soft tissue requires such action as cutting, slicing, inserting a needle, knotting etc. Many problems still remain for soft tissue surgery where deformations may occur. For robot activity optimisation the crucial issue is the study of biomechanical characteristics of this materials. To plan the whole surgery procedure by means of physical and mathematical models, particular objects belonging to field of operation should be characterized in this domain. Computer flow simulation method plays important role for analysis of the heart disease development. 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.

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. System currently developed in our laboratory allows for parallel displaying, four pictures on monitor taken from independent sources (e.g. one real from operation field, next - diagnostic images or pre-operation simulation results).

Pre-operation planning means several researches using computer and physical models, performed to reach optimisation surgery effect by optimisation of methodology, materials, devices and techniques of surgery.

We propose an original solution of remote-control manipulator for cardiac surgery with computer based advisory system. During 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.

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.

3 Conception of construction

The main assumption that makes Robin Heart useful, is construction of double closed loop, which provides point constancy between laparoscope instrument and patient tissue. To identify the ‘constant kinematics point’ and to explain the necessity and the principle of working this type of structure, a separate simplified model was created [1] in a CAD program (Fig.2.). The model represents all joint axes. The stationary point was found as the intersection of dashed line (parallel to vertical elements, determined by two utmost joints) and the continuous line (axis of laparoscopic instrument symmetry). The same localization was verified by putting together two of all of the final robot positions. Transforming this point into the three dimension area, the conclusion is that the intersection point is placed on the second element symmetry line. Overlapping all final position of the Robin Heart 3D model, the geometric position surface of laparoscopic instrument was described in geometry and dimensions.

To provide all necessary functionality of modern laparoscopic devices, robot Robin Heart gives user a three degrees of freedom to orientate in space, fourth one is responsible for opening and closing jaws of the tool and the fifth one increases the manipulation skills to avoid obstacles, or like Robin Heart allows to work “backwards”. Standard laparoscopic device has got a limited mobility and do not offer very sophisticated types of movement that are provided by a robotic systems. To see the differences in a mobility between two various Robin Heart instruments, a tool workspace was calculated for a robot equipped 3 Degree of Freedom (DOF) tools and a more advanced 4 DOF robotic instrument (Fig.3.). Having a workspace sphere calculated for all of the robot instruments it is very easy to verify the goal of using a suitable device for a proper surgery treatment. Combining this workspace with a geometric position surface we were able to calculate the total range of movement for both robotic instruments inside the patient body (Fig.4.). Although the external borders are same for both tools, it can be easily seen that the thickness of more advanced instrument sphere is over two times bigger.

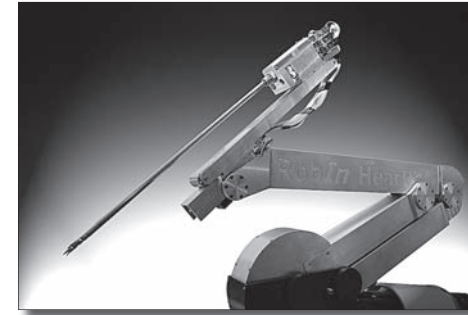


Fig.1. Robin Heart 1 with a docking base

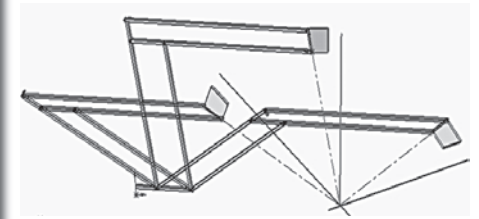


Fig.2. Simplified kinematical model of Robin Heart 1 structure.

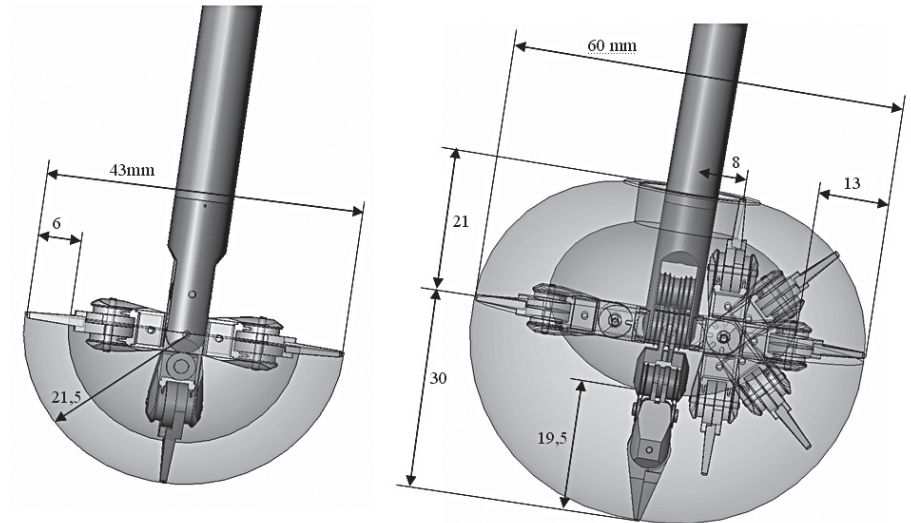


Fig.3. The 3 DOF and 4 DOF Robin Heart 1 tools workspace comparison

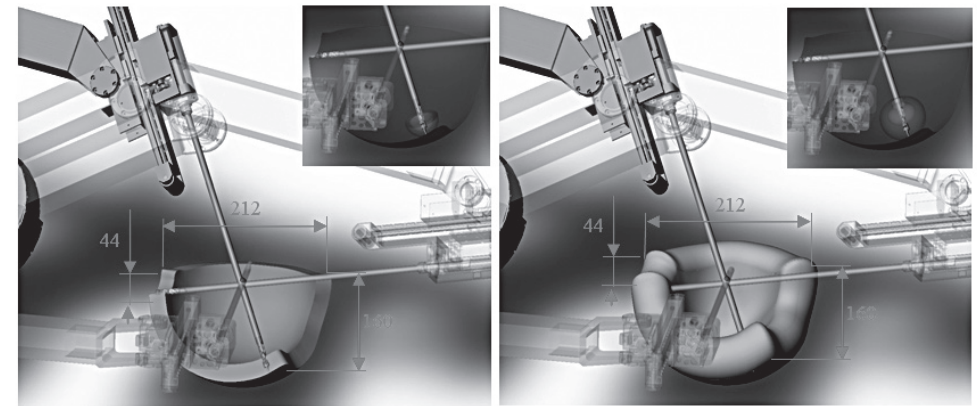


Fig.4. General range of robot mobility equipped with: a.) standard laparoscopic tool, b.) Robin Heart 1 instrument.

4 Virtual Reality modeling

To be up to date the part of Robin Heart system research and the modeling work is using an EON Reality Virtual Reality latest technology. Because VR is a very intuitive solution this type of modeling gets much more popular nowadays helping surgeons and even patients to understand very complex procedures much more clear and efficient. Moreover it becomes a demand from a patient to comprehend future treatment. Methods like CT (computer tomography) and NMR (Nuclear Magnetic Resonance) gives a very precise 3D geometry of patient organs, but on the other hand although the geometry is very accurate there is a lack of any interaction between the model and a user needs. Also new and less invasive surgery methods drastically limits the viewing area during the treatment, so the need of detailed 3D visualization is getting much more crucial. In this case we have an option to transfer the picture from endoscope camera as a regular video, or we can prepare a stereoscopic signal which might be seen on a special shutter glasses or autostereoscopic screens. This type of data after recording and adding some additional information and instructions might be treated as an educational tool. After combining them with a virtual reality modeling methods we can get a system which allows us to interact, train and plan. This type of intuitive understanding of virtual objects was used by FCSD to create a several training station that helps us better to see the benefits of robotic surgery and how to use a robotic system during the surgery treatment. Nowadays in a RiH project VR technology is implemented in a four different areas: - as a training station in surgeon education process, - as a tool used for a surgery treatment procedure planning with a step by step briefing, - in an advisory voice operated system with an external database, - to verify a different construction versions in aspect of ergonomic and functionality.

5 Training and planning of surgery treatment

The training process of medical team and the last test for the construction is experiment using biological reality :

- cadaver study – The whole procedures must be perform remotely from the surgeon's console.
- animal preparation – to observe the hemodynamic consequences of each procedures performed by different methods.
- clinical experimental application – the last step of study

The first structured surgical training program in the United States (based on clinical service with subjective feedback from mentors (apprenticeship)) was created by Dr. William Halsted [2]. This concept was prevailed for most of the 20th century. Currently, economic constraints have focused more attention on the efficacy of surgical education [3].

According to surgeons and device executives, surgeon training is the key to the future success of the robotics industry. “Any kind of new technique takes a while to catch on”, says Peter Schulam, MD, chief of the division of endourology and laparoscopic surgery at UCLA Medical Center (Los Angeles). Such new techniques commonly encounter resistance until surgeons are shown how the systems can make their jobs easier. Falk reported [4] the successful application preoperative planning for by-pass procedure. The regions of interest (ie, heart, ribs, coronaries, internal thoracic artery) were segmented semiautomatically to create a virtual model and algorithms for weighing visibility, dexterity, and collision avoidance were calculated after defining nonadmissible areas using a virtual model of the manipulator. The rigid transformation linked the patient's preoperative frame and the robot coordinate frame with a root mean square error of 9 to 15 mm. The predicted port placement derived from the model initially varied from the one chosen due to an incomplete formulation of the weighing procedure. After only a few iterations, the algorithm became robust and predicted a collision free triangle. He conclude that more complete understanding of the surgical decision process is required to better formalize the planning algorithms.

The surgical procedures with the robotic device (eg. daVinci) takes 40 to 50 minutes longer than standard laparoscopic surgery, this is attributed, in part, to lack of surgical experience with the new technology. Intuitive Surgical is developing a training program for surgeons, in collaboration with FDA. 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.

In this manner FCSD has used a Virtual Reality technology to create several training station that helps user better to understand the benefits of robotic surgery and how to use a robotic system during the surgery treatment. The total impression of immerse in a computer world was emphasized by using a special active stereoscopic projector and a shutter glasses. All of the virtual Robin Heart robots were connected to the native wireless controllers, so having a true joysticks in your hands user can manipulate and stand next to the robots that actually do not exist. Virtual copy of those robot prototypes are able to perform all of the movements and provides the same behavior as the origin Robin Heart. Possibility of interaction between all of the three robots and the surrounding virtual objects is a great chance of an advanced training for young surgeons but also gives an opportunity to plan (or even practice) surgery procedures that have to be perform in the real world by a professionals. The total Virtual Reality scene (Fig.5) was completed with a three separate Robin Heart robots that can

be manipulated realistically with all of their functionality; endoscope camera viewport displayed in a PIP technology (picture in picture), human model with basic organs which might be exchanged to ones from a patient CT or NMR; surgery room with a surgery table, lamps and all the basic equipment.

Prepared VR model and also a Robin Heart training system was created in a EON Professional, and fully supports real time rendering with advanced graphic effects, contact between the objects, friction, gravity and a mass properties. Foundation for Cardiac Surgery Development is using virtual model: to verify the choice of using a specific instrument inside the surgery area by comparing the size and the shape of the different workspaces; to plan and simulate the surgery treatment with step by step instructions; for a surgery room choreography optimizing the position of each robot arm for different procedures; to set the correct trocar ports between the patient ribs; to educate how to use an endoscope camera during the surgery procedure. Virtual Reality modeling examples listed above are the most important factors of creating computer model, but not the only ones. The special stands is designed and prepared for several in vitro test of robot. After the training of the experimental team, project we work on, will be finished with the trial of usage the robot to perform the test experiment on animals and appropriate report [1].

In Poland we tried to prepare the Workshop Surgical Hall for training and practical study of new robotic tools functionality (Fig.6).

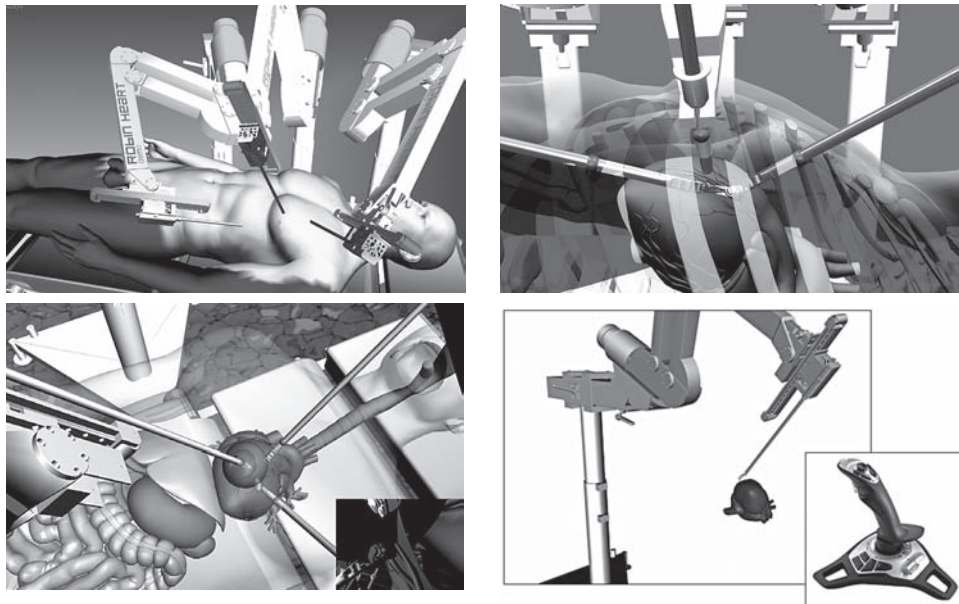


Fig.5 Robots choreography planning and training. TECAB - Totally Endoscopic Coronary Bypass Surgery planning – the surgery performed without of sternotomy using only observation via endoscopic camera

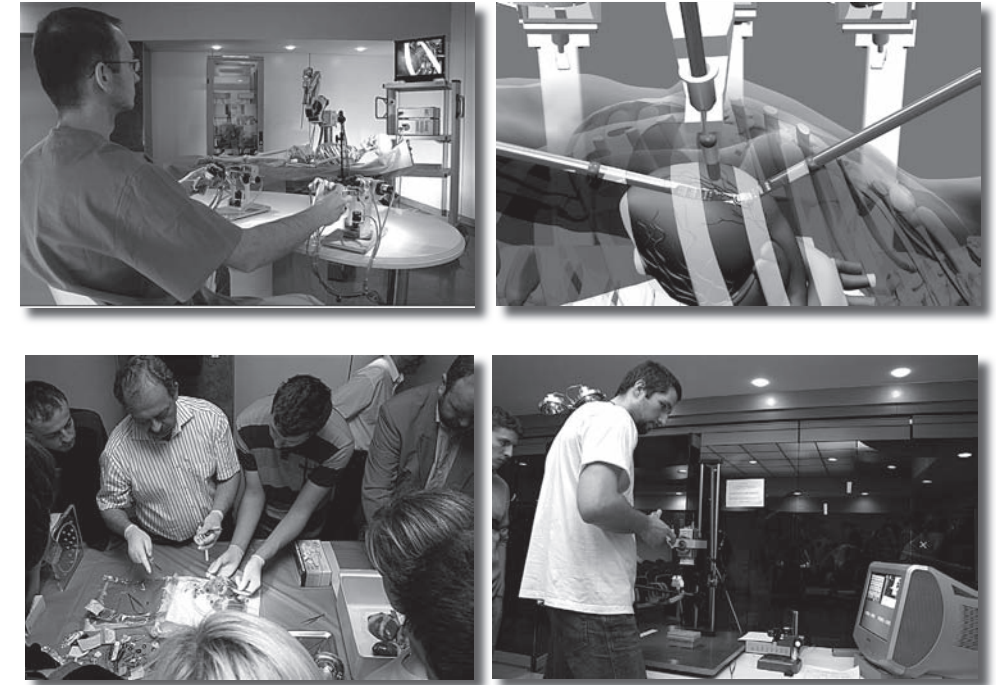


Fig. 6 Workshop Surgical Hall for training and practical study of new robotic tools functionality in FCSD Zabrze.

6 Summary

With the assistance of surgical robots, surgeons will extend their healing skills to places within the body that are currently out of reach. The continuing evolution of this technology holds the promise of immense benefits in healing that cannot yet be imagined. Efficiency and development of robots usage fields requires searching for the most optimal 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. The education and training influences the achievement of success.

Surgeons need education to become familiar with working with cameras and remote instruments. Proper port placement setup plays an essential role in endoscopic procedure. A well-planned sequence of activity can considerably shorten the duration of surgery and thus secure a good result. The robotic arm placement setup is paramount to reducing the degree of difficulty and ensuring success of the procedure. According to surgeons and device executives, surgeon training is the key to the future success of the robotics industry. Such new

techniques commonly encounter resistance until surgeons are shown how the systems can make their jobs easier. Each of the device manufacturers mentioned above has training programs in place to advance the skill sets of both new and established surgeons [5]. Robotic technology has an important role in telementoring and teleeducation. Teleeducation on robotic systems enables surgeon training via remote assistance. Famous constructor of Zeus (Computer Motion), S.M. Wang says “Robotics can enable new advanced procedures, and they also have an important role on the training and education side. What’s important to note here is that these two functions are complementary: further training can lead to more-advanced procedures, and so on”. The famous surgeon, F.Moll, adds “Surgeon training will become comparable to fighter pilot training. It will become a way of objectively measuring skill level, and it will go a long way toward raising the bar of surgical capabilities” [5].

Using a Virtual Reality technology an interactive model of surgery room equipped with a Robin Heart system we have a possibility to test the solution in a prototype phase. Computer modeling methods allows for an advance procedure training and may be used as a low cost training station for surgeons. The link between this type of modeling and a Computer Aided Design (CAD) techniques is using an accurate CAD robot models in a VR software together with a precise reflection of workspace geometry. This approach gives a surgeon easy and intuitive way to understand a technical information and use it to optimize and plan medical process. Presented model of Operating Room in Virtual Reality environment has been successfully used during Surgery Workshop in FCSD.

The field of surgery has grown in amazing leaps and bounds since anesthesia was first developed and the first surgeries were performed, more than 100 years ago. Now, based on Virtual Technology surgeons and producers are finding new ways to test and training innovative surgery tools usage.

References

- [1]. Nawrat Z., Kozlak M., Robin Heart System Modeling and Training in Virtual Reality. Journal of Automation, Mobile robots & Intelligent systems, pp.62-66, vol.1, no. 2, June 2007
- [2]. Halsted WS. The training of the surgeon. Johns Hopkins Hosp Bull, 1904;15:267–75.
- [3]. Debas HT. Impact of managed care on funding of surgical residencies. Arch Surg 1995;130:929–30.
- [4]. V. Falk, F.Mourgues, L.Adhami, S.Jacobs, H. Thiele, S.Nitzsche, F. W. Mohr, E. Coste-Maniere, Cardio Navigation: Planning, Simulation, and Augmented Reality in Robotic Assisted Endoscopic Bypass Grafting Ann Thorac Surg 2005;79:2040-2047.
- [5] Emily Andrews. *Robotics to the rescue of cardiac surgery?* 05 Nov 2001
<http://www.theheart.org/viewEntityDispatcherAction.do?legacyId=26635>

Łódzkie ramię RobIn Heart 3 – tym naprawdę można pracować.

Leszek Podsędkowski¹

¹ Politechnika Łódzka

lpodsedk@p.lodz.pl

Streszczenie.

Łódzki zespół konstruktorów od początku brał czynny udział w budowie polskiego robota RobIn Heart, najpierw w ramach projektu FRK a później w ramach prac własnych. Ukoronowaniem tych działań jest dokończony w tym roku robot RobIn Heart 3. Robot składa się z manipulatora chirurgicznego wyposażonego w wymienne narzędzia chirurgiczne, ergonomicznego zadajnika umożliwiającego precyzyjne sterowanie we wszystkich stopniach swobody oraz układu sterowania opartego o komputer PC. Pierwsze testy na stanowisku symulującym pacjenta wykazały poprawność działania wszystkich systemów robota, a konsultacje wśród chirurgów pozwoliły zaplanować dalsze działania poprawiające jego efektywność. W najbliższym czasie robot zostanie poddany w FRK próbie generalnej poprzez operację na zwierzętach.

Abstract.

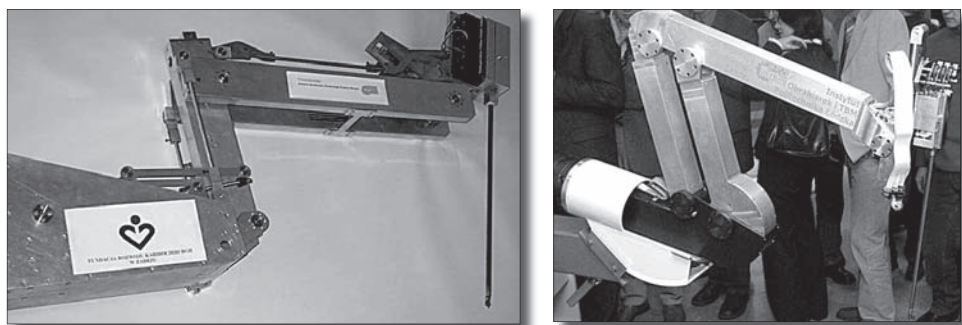
The team of constructor from Łódź has very actively taken part in the construction of Polish robot RobIn Heart, firstly within the FRK project, and then within the Institute research. The result of the research is RobIn Hart 3 robot completed his year.

The robot consists of the surgical manipulator equipped with disposable surgical tools, ergonomic master enabling precision control in evry DOFs and control system based on the PC. The first tests on the stand for patient simulation showed correctness of robotic system, and the consultations among the surgeons helped plan the further activities for enhancing its effectiveness. In the nearest future the robot is meant to be examined by means of the test operation performed on the animals.

1 Rozwój konstrukcji manipulatorów RobIn Heart

Rodzina manipulatorów RobIn Heart została opracowana w Polsce na zlecenie Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w ramach projektu badawczego przez nią prowadzonego. Manipulatory RobIn Heart 0, RobIn Heart 1 oraz RobIn Heart 3 zostały opracowane w Instytucie Obrabiarek i Technologii Budowy Maszyn

Politechniki Łódzkiej, a manipulator *RobIn Heart 2* został zaprojektowany na Politechnice Warszawskiej. Układy sterowania telemanipulatorów były opracowane w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze (*RobIn Heart 0* i *RobIn Heart 1*, *RobIn Heart 2*), Instytucie Automatyki Politechniki Łódzkiej (*RobIn Heart 0* i *RobIn Heart 1*) i w Instytucie Obrabiarek i Technologii Budowy Maszyn Politechniki Łódzkiej (*RobIn Heart 3*). Zadajniki ruchu zostały opracowane w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze (*RobIn Heart 0, 1 i 2*) i w Instytucie Obrabiarek i Technologii Budowy Maszyn Politechniki Łódzkiej (*RobIn Heart 3*).



a)

b)

Rys. 1. Widok ramienia robota *RobIn Heart 0*

Ramię manipulatora *RobIn Heart 0* zostało zbudowane w roku 2002 (Rys. 1a) jako stanowisko badawcze, na którym były identyfikowane istotne cechy konstrukcyjne tego typu manipulatorów. Ma ono strukturę sferyczną z układem równoległowodów przenoszącym oś obrotu drugiego stopnia swobody w położenie poza mechanizmem. Pierwszy stopień swobody – przegub obrotowy – napędzany jest za pomocą silnika bezszczotkowego zintegrowanego z przekładnią Harmonic Drive i łożyskiem krzyżowym. Teoretycznie zakres ruchu na tym stopniu jest ograniczony jedynie przez możliwość ukłęcia kabli. Postanowiono jednak ograniczyć zakres ruchu do 180 stopni, gdyż większe przemieszczenia byłyby równoważne z kolizją robota i pacjenta. Drugi stopień swobody jest to przegub obrotowy o osi wysuniętej poza mechanizm. Jest on zrealizowany za pomocą układu równoległowodów. Zakres kąta obrotu przyjęto 150 stopni. W celu uniknięcia niekorzystnych zjawisk występujących przy pracy równoległowodów w pobliżu punktów osobliwych zastosowano zdwojony układ równoległowodów. Napęd pierwszego członu tych równoległowodów – belki pionowej – jest realizowany za pomocą zdwojonego układu korbowego wykorzystującego silnik bezszczotkowy firmy Maxon i śrubę toczną. Mechanizm wysuwu narzędzia – trzeci stopień swobody jest również realizowany z użyciem

równoległowodów. Narzędzie tego robota posiada 5 stopni swobody: obrót wokół osi narzędzia, 2 obroty wokół osi prostopadłych do osi narzędzia i niezależny ruch obydwu szczęk narzędzia.

Bazując na analizie rozwiązania *RobIn Heart 0* zaprojektowano drugą wersję ramienia narzędziowego robota nazwane *RobIn Heart 1* (Rys. 1b). Zmiany w konstrukcji zmierzały w trzech kierunkach: zmniejszenia masy zespołu napędowego kiści, zwiększeniu sztywności ramienia i układów przeniesienia napędu oraz zmniejszeniu jego gabarytów, zwłaszcza w kierunku poprzecznym.

Zwiększenie sztywności ramienia osiągnięto poprzez zastosowanie zamkniętych profili wszystkich elementów ramienia oraz przez zastosowanie większych i sztywniejszych łożysk z odpowiednio dobranym naprężeniem wstępnym. Poprawiono również własności użytkowe kiści poprzez zmodyfikowanie jej układu przeniesienia napędu. Dzięki ograniczeniu zakresu ruchu na drugim stopniu swobody do 120° uproszczono strukturę układu równoległowodów, co w konsekwencji doprowadziło do dużej zwartości konstrukcji. W robocie *RobIn Heart 1* zastosowano oryginalną konstrukcję trzeciego stopnia swobody. Napęd ruchu liniowego wprowadzającego narzędzie w głąb ciała pacjenta jest teleskopowy. Jego zaletą jest to, że przez cały czas długość przestrzeni zajmowanej przez układ jest w przybliżeniu dwa razy mniejsza niż zakres przemieszczenia napędu wynoszący 400 mm.

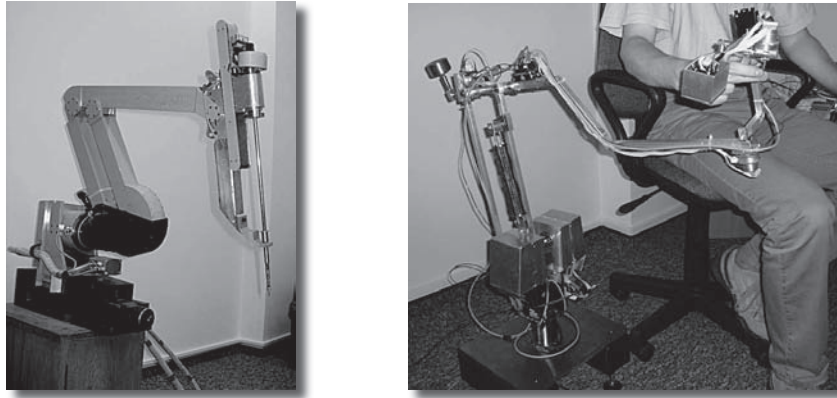
Zmniejszenie masy zespołu napędowego kiści zostało osiągnięte przez zastosowanie znacznie mniejszych silników bezszczotkowych o średnicy 6 mm wyposażonych w przekładnię planetarną zamiast serwomechanizmów modelarskich. Dzięki temu cały blok napędowy kiści wraz z zespołem przeniesienia napędu umieszczonym w górnej części narzędzia ma wymiary 46 x 48 x 90 mm. Masa tych części wynosi około 0,4 kg, czyli pięciokrotnie mniej niż w robocie *RobIn Heart 0*. Zastosowano analogiczną jak w *RobIn Heart 0* kinematykę kiści, zmniejszono jednak jej wymiar z 10 mm na 8 mm.

Do manipulatora *RobIn Heart 1* zaprojektowano system mocowania do niezależnej podstawy z trzema biernymi stopniami swobody. Zaproponowany system charakteryzował się zwartością i pełnym odciążeniem sił grawitacji.

2 Konstrukcja robota *RobIn Heart 3*

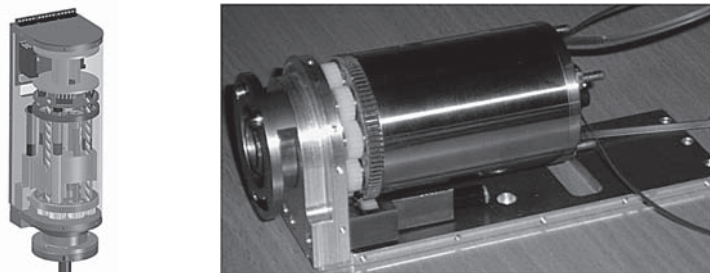
Wersja manipulatora *RobIn Heart 3* (Rys. 2) została w całości (wraz z układem sterowania, zadajnikiem i oprogramowaniem) zaprojektowana i wykonana w Instytucie Obrabiarek i TBM Politechniki Łódzkiej. Różniła się ona w niewielkim stopniu od *RobIn Heart 1*. Do napędu pierwszego stopnia swobody zastosowano silnik Maxon EC45, przekładnię planetarną o przełożeniu 10:1 i zredukowanym luzie 3 oraz przekładnię zębatą walcową z układem kasowania luzu. W układzie napędowym ruchu liniowego (3 st. sw.) zmodyfikowano układ przekazania

napędu. Zmieniono również system mocowania robota z wolnostojącego na zamocowanie go do stołu chirurgicznego.



Rys. 2. RobIn Heart 3. a) Ramię robota, b) zadajnik

Robota RobIn Heart 3 wyposażono w zupełnie nowy układ napędowy kiści (Rys. 3). Jest on zbudowany z korpusu zewnętrznego, wewnętrznego oraz narzędzia. Korpus zewnętrzny jest bezpośrednio mocowany do ramienia robota. Wewnętrzny korpus dzięki zastosowanemu łożyskowaniu ma możliwość wykonania obrotu jednocześnie obracając narzędziem. Napęd, wprawiający w ruch obrotowy zespół wewnętrzny, składa się z dwóch silników z kołami zębatymi umieszczonych na korpusie mocowanym do telemanipulatora. W zespole obrotowym mieszczą się silniki EC6 z przekładniami planetarnymi 221:1. Ruch obrotowy z silnika poprzez przekładnię walcową zębatą jest przekazywany na przekładnię śrubowo-toczną. Z przekładnią śrubowo-toczną sprzęgnięte są umieszczone na tulei narzędzia suwaki wykonujące ruch posuwisty. Suwaki za pośrednictwem długich prętów przekazują ruch na kiść narzędzia umieszczoną na końcu 40 cm tulei (Rys. 4).

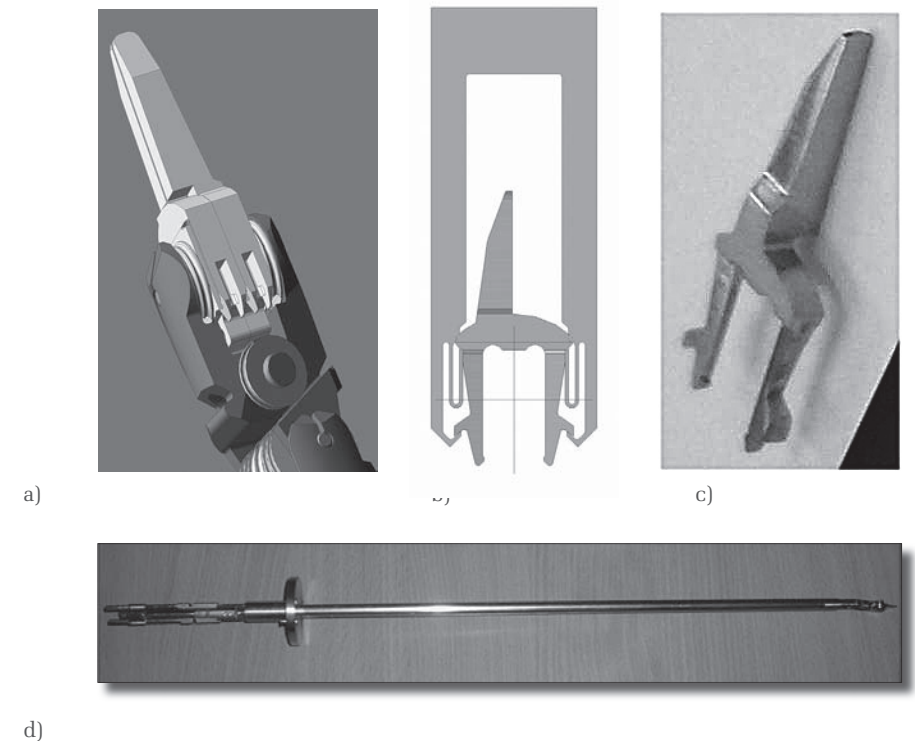


Rys. 3. a) Projekt układu napędowego narzędzi chirurgicznych, b) Układ napędowy narzędzi chirurgicznych bez obudowy



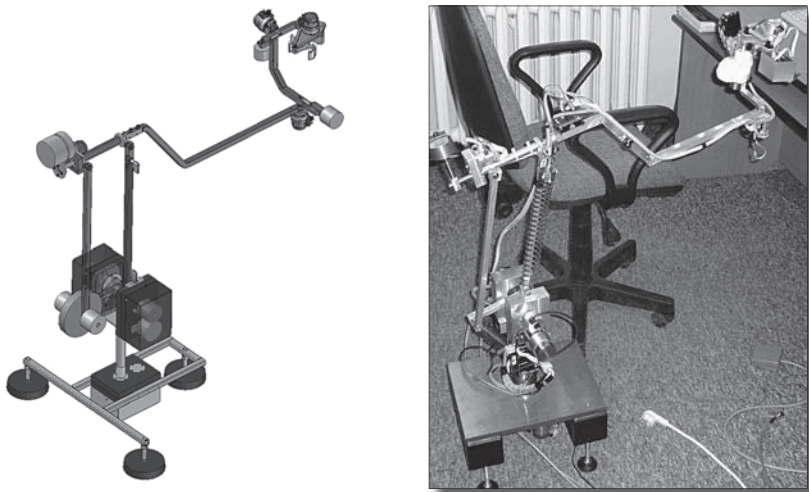
Rys. 4. Blok napędowy narzędzia z zamontowanym narzędziem.

Na potrzeby tego robota opracowano również nowe projekty narzędzi chirurgicznych z wymiennymi końcówkami roboczymi. Jest to nowatorskie rozwiązanie, nie stosowane dotychczas przez konstruktorów robotów chirurgicznych. Pozwoli ono w znaczny sposób ograniczyć koszty eksploatacji robota przez zmniejszenie kosztu elementów zużywających się. Rozwiązanie to daje również możliwość zastosowania automatycznej lub półautomatycznej wymiany narzędzi, co znacząco skróci czas wykonywania operacji. Narzędzia te mają 5 stopni swobody (jeden nadmiarowy). Została opracowana technologia wykonywania tych narzędzi w produkcji niskoseryjnej.



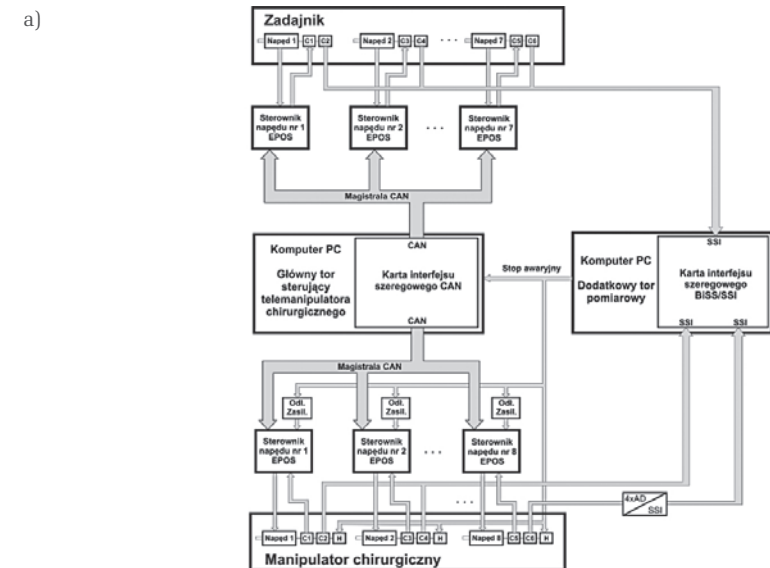
Rys. 5. Narzędzie laparoskopowe do Robota RobIn Heart. a) kiść, b) szczęka wymienna, c) magazyn szczęk wymiennych, d) widok całego narzędzia.

Zupełnie nową konstrukcją wykonaną dla robota RobIn Heart 3 był zadajnik mogący realizować wszystkie ruchy wykorzystywane w operacjach (7 stopni swobody: 3 do pozycjonowania, 3 do orientowania i 1 do określenia otwarcia szczęk) oraz posiadający napędy do przekazywania sił od siłowego sprzężenia zwrotnego (Rys. 6). We wstępnych założeniach siłowe sprzężenie zwrotne miało być realizowane jedynie na stopniach swobody realizujących pozycjonowanie oraz zamykanie szczęk. Zdecydowano się jednak na umieszczenie napędów na wszystkich stopniach swobody, co w przyszłości poprawi walory funkcjonalne zadajnika. Opracowana konstrukcja zadajnika zapewnia pełną redundancję pomiaru położenia w zadajniku. Obydwa tory pomiarowe wykorzystują odmienne metody pomiarowe, czujniki i układy zasilania oraz są podłączone do innych kart wejściowych, co zapewnia maksymalny poziom bezpieczeństwa. Do realizacji siłowego sprzężenia zwrotnego zastosowano na pierwszych trzech stopniach swobody (odpowiedzialnych za pozycjonowanie) silniki Maxon EC45 Flat z przekładniami zębatymi 1:42 i 1:54, a w pozostałych stopniach swobody silniki EC 30 Flat. W zadajniku, w torze podstawowym zastosowano na pierwszych trzech stopniach swobody czujniki halla z wyjściem ABI, na pozostałych czujniki HEDS z otworem przelotowym i wyjściem ABI. Czujniki te współpracują ze sterownikami EPOS kontrolującymi silniki. W torze dublującym dobrano na pierwsze trzy stopnie swobody przetworniki BiSS- Henschler 17 Bit, na następne cztery przetworniki SSI-hall. Struktura ta zapewnia pełną redundancję pomiaru położenia w zadajniku i siłowe sprzężenie zwrotne we wszystkich osiach. Według posiadanych informacji w Polsce żaden tego rodzaju zadajnik nie został jeszcze zbudowany.



Rys. 6. Zadajnik telemanipulatora z siłowym sprzężeniem zwrotnym.

Zaprojektowany dla robota RobIn Heart 3 układ sterowania został oparty na komputerze klasy PC i rozproszonym systemie sterowania wykorzystującym inteligentne sterowniki EPOS firmy Maxon z torem redundantnym na drugim komputerze (Rys. 7). Taka struktura układu sterowania ma poziom nienaruszalności bezpieczeństwa wystarczający do zastosowania go w manipulatorach chirurgicznych. W oparciu o tą strukturę został wykonany szczegółowy projekt układu sterowania i okablowania oraz napisane zostało oprogramowanie. Dodatkowym zabezpieczeniem jest wykorzystanie inteligentnych sterowników EPOS i silników bezszczotkowych z czujnikami Halla. W przypadku niezgodności informacji o położeniu pochodzących z czujników Halla i z czujników przyrostowych sterownik sam zatrzymuje dany stopień swobody i przesyła sygnał do zatrzymania pozostałych.



Rys. 7. Struktura układu sterowania opartego na komputerach klasy PC i inteligentnych sterownikach EPOS firmy Maxon.

3 Badania doświadczalne i testy funkcjonalności robota

W celu określenia zgodności parametrów robota z przyjętymi do konstrukcji założeniami przeprowadzono szereg badań doświadczalnych.

Zmierzono zakresy ruchu na poszczególnych stopniach swobody. Uzyskano następujące wyniki: 1 st. sw. – 175 °; 2 st. sw. - 120°; 3 st. sw. - 410 mm; 4 st. sw. 355 °; 5 st. sw. 180 °; 6 st. sw. 180 °; 7 st. sw. 180 °; 8 st. sw. 180 °. Uzyskane wyniki pokrywają się z założeniami.

Zgodnie z założeniami projektu planowana dopuszczalna rozdzielczość pozycjonowania końcówki manipulatora wynosiła 0,1 mm. Zmierzono rozdzielczość pozycjonowania robota, uzyskano następujące wyniki:

- Rozdzielczość w kierunku X: 0,015
- Rozdzielczość w kierunku Y: 0,005
- Rozdzielczość w kierunku Z: 0,03

Uzyskane parametry są znacznie lepsze niż założone.

Zmierzono powtarzalność wszystkich pięciu członów orientujących – wynosiła ona ± 0.1 mm, co mieści się w dopuszczalnych granicach.

Zmierzono siły z jakimi końcówka narzędziowa może działać na tkankę pacjenta. W zależności od kierunku działania i aktualnej konfiguracji narzędzia siła ta wynosiła od 6 do 16 N. Są to wartości sił wystarczające do prowadzenia operacji, gdyż typowe występujące w trakcie operacji siły nie przekraczają 3 N. W ramach testów funkcjonalności zostały wykonane badania sprawdzające funkcjonalność robota i zadajnika oraz wygodę posługiwania się nimi. Plan badań obejmował realizację typowych zabiegów takich jak ciągnięcie za tkankę, cięcie i szycie w wielu różnych konfiguracjach wzajemnego położenia robota i operowanej tkanki.

W pierwszym etapie przeprowadzono testy zadajnika. Zrealizowana konstrukcja zapewnia siłowe sprzężenie zwrotne we wszystkich osiach. Uzyskane maksymalne ciągłe siły dla stopni swobody odpowiadających pomiarowi położenia były na poziomie 0,9 – 1,4 N w zależności od aktualnego położenia zadajnika. W trakcie testów stwierdzono, że siły te są zbyt małe i postanowiono doposażyć układy napędowe pierwszych trzech stopni swobody w przekładnie, co spowodowało wzrost sił do poziomu 7-9 N. Wartość ta była w zupełności wystarczająca i umożliwiała dobre wyczuwanie oporu na jaki natrafiło narzędzie. Dla stopni swobody odpowiadających pomiarowi kąta skręcenia narzędzia uzyskane maksymalne ciągłe momenty mają wartość 25 mNm, co jest wartością wyczuwalną w sposób wystarczająco wyraźny.

Przeprowadzono również testy ergonomiczności zadajnika. Potwierdziły one założenia projektowe. Opracowane ramię może być w sposób wygodny i bez wprowadzania zbędnych obciążeń obsługiwane przez chirurga. Z trzech wariantów uchwytu zadajnika: dwoma palcami chwytem szczypcowym, dwoma

palcami z podtrzymaniem w dłoni i w ergonomicznym uchwycie w dłoni z zamykaniem chwytaka za pomocą cyngla, najlepszym okazał się ten ostatni. Potwierdziły się również założenia dotyczące zakresu ruchów zadajnika. Przy poprawnym ustawieniu zadajnika względem fotela chirurga zadajnik nie wprowadza ograniczeń ruchliwości ręki. Dodatkowo, dzięki wykorzystaniu zasad ergonomii, uzyskano efekt polegający na tym, że zadajnik nie wchodzi w położenia osobliwe pomimo wykorzystania pełnego zakresu ruchów nadgarstka. Jest to osiągnięcie warte wspomnienia, gdyż w telemanipulatorze da Vinci musiano w tym celu zastosować dodatkowy stopień swobody.

W drugim etapie badań funkcjonalnych testowano działanie robota w warunkach obciążeń zbliżonych do występujących podczas operacji. Zbudowano stanowisko testowe z elementami blokującymi ruch robota w sposób podobny do żeber. Stanowisko było wyposażone w kamerę internetową imitującą funkcjonowanie kamery laparoskopowej. Ponieważ jakość obrazu z tej kamery pozostawiała wiele do życzenia, stanowisko na czas badań wzbogacono o dodatkową kamerę ze znacznie lepszą optyką i o nieco wyższej rozdzielczości.

Podczas badań stwierdzono, że sterowanie robotem odbywa się poprawnie, ale nie wszystkie ruchy sterujące wykonywane są w sposób intuicyjny. Dotyczy to zarówno ruchów przemieszczających jak i orientujących. Intuicyjność sterowania pogarsza się w sytuacjach, gdy narzędzie jest obrócone względem widoku z kamery. Stwierdzono jednak, że kilka godzin treningu pozwala na przyzwyczajenie się do faktu, że orientacja narzędzia nie zawsze pokrywa się z orientacją trzymanego zadajnika. Alternatywne rozwiązanie, w którym orientacja zadajnika i narzędzia zawsze się pokrywają (tak jak w robocie da Vinci) spowodowałoby to, że zakres ruchu narzędzia byłby ograniczony do zakresu ruchu dłoni ludzkiej i uniemożliwiłby wykorzystanie wszystkich innowacyjnych rozwiązań zastosowanych w narzędziu. Zaproponowano więc trzecie rozwiązanie, w którym występuje niezależne sterowanie przyrostowe dla orientacji i dla położenia, dzięki czemu uzyskano praktycznie pełną intuicyjność.

Potwierdziły się wyniki wcześniejszych testów rozdzielczości ruchu. Robotem można poruszać z dokładnością ograniczoną jedynie rozdzielczością kamery. Bardzo poważnym problemem okazało się jednak precyzyjne poruszanie w kierunku równoległym do osi kamery. Pojedyncza kamera nie daje możliwości widzenia stereoskopowego. Operator robota nie ma zatem poczucia głębi. Rozwiązaniem tego problemu jest wykorzystanie kamery laparoskopowej stereoskopowej (z podwójnym obiektywem). Zdobycie takiej kamery na czas testów było jednak poza zasięgiem możliwości wykonawców projektu.

Kolejne testy sprawdzały poprawność wykonywania typowych działań, takich jak trzymanie tkanki, trzymanie igły i szycie (Rys. 8). Do testów wykorzystano

tkanki zwierzęce, a w szczególności aortę świńską, którą uznano za najbardziej wymagającą z uwagi na dużą twardość ścianek. Badania potwierdziły, że robot jest w stanie wykonywać większość zabiegów. Okazało się jednak, że konstrukcja nożyczek jest zbyt mało sztywna i wymaga korekty.



Rys. 8. Badania funkcjonalne a) ciągnięcie tkanki, b) szycie, c) cięcie.

Ostatnim etapem były testy robota prowadzone przez doświadczonego kardiochirurga, Macieja Molla (Rys. 9). Po testach doktor Moll wyraził się pochlebnie o konstrukcji robota, ale zasugerował również wprowadzenie pewnych korekt. Drobne poprawki związane np. z ustawieniem właściwej siły chwytu imadła czy rozwarciem szczęk były na bieżąco wprowadzane do programu. Doktor Moll zaproponował przetestowanie innych rodzajów chwytu zadajnika, bądź też ich zróżnicowanie w celu dopasowania się do preferencji aktualnie operującego chirurga. Sugerował również, że oprócz trybu przyrostowego zadawania orientacji narzędzia powinien zostać również opracowany tryb sterowania, w którym orientacja narzędzia będzie na sztywno związana z orientacją zadajnika, a co za tym idzie, chirurg będzie sterował narzędziem tak jak własną ręką. Obecnie takie sterowanie też jest możliwe, ale aby je realizować trzeba przy wysprzęglaniu samemu odpowiednio zorientować zadajnik. Po kilku godzinach testów doktor Moll stwierdził również, że stanowisko pracy chirurga powinno być wyposażone w podpórki pod ręce, co zwiększy precyzję ruchów i zmniejszy zmęczenie chirurga. Powyższe uwagi zostaną w najbliższym czasie uwzględnione w konstrukcji. Doktor potwierdził również, iż brak widzenia przestrzennego wpłynie na wydłużenie czasu treningu chirurga przed przystąpieniem do pierwszej operacji.



Rys. 9. Chirurg Maciej Moll podczas testów funkcjonalnych robota.

4 Wnioski końcowe

Podsumowując, została doprowadzona do końca budowa prototypu Polskiego Robota Kardiochirurgicznego RobIn Heart, co pozwoli na rozpoczęcie jego produkcji i wdrażanie tej najnowocześniejszej i najbardziej przyjaznej dla pacjenta formy kardiochirurgii w polskich szpitalach.

Manipulator ma osiem stopni swobody – trzy pozycjonujące i pięć do orientacji i zamykania narzędzia. Zadajnik ma siedem stopni swobody: trzy do pozycjonowania, trzy do orientowania i jeden do określenia otwarcia szczęk. Zaprojektowany i wykonany układ sterowania posiada zdwojone systemy pomiarowe i zabezpieczenia pozwalające na uzyskanie poziomu nienaruszalności bezpieczeństwa SIL3. Zmierzone parametry kinematyczne takie jak zakres ruchów, rozdzielczość, przenoszone siły w pełni odpowiadają założeniom i pozwalają na wykonywanie wszystkich planowanych zabiegów chirurgicznych. Badania funkcjonalne potwierdziły poprawność konstrukcji i jej przydatność do zabiegów laparoskopowych.

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

Nowe końcówki narzędziowe do robota *RobIn Heart*.

Piotr Zawiasa¹

¹ Instytut Obrabiarek i TBM, Politechnika Łódzka
piotrzawiasa@o2.pl

Streszczenie.

W niniejszym referacie jest przedstawione nowe rozwiązanie konstrukcyjne narzędzi kardiochirurgicznych do robota RobIn Heart. W konstrukcji wykorzystano nowy mechanizm napędu szczęk realizujący znaczne wzmocnienie siły w chwili domykania. Wprowadzono również nowy sposób mocowania końcówek narzędziowych. W artykule zostaną przedstawione krzywe odkształceń nożyczek, które posłużyły do wyznaczenia krzywizny powierzchni tnących. Analiza została przeprowadzona za pomocą programu ANSYS wykorzystującego metodę elementów skończonych.

New tool end-pieces in the RobIn Heart robot.

Abstract.

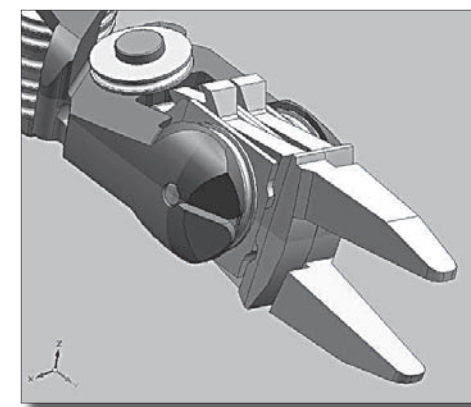
In the paper a new constructional solution of cardiology tools used by the robot RobIn Heart is introduced. In the construction new mechanical power of clamps was used which reinforces the force in the moment of shutting the clamps. Moreover, a new way of fixing the end-pieces of tools was developed. In the article, the curves of deflection of scissor will be presented, which were used to set the curvature of the cutting surfaces. The analyse was realized by program ANSYS using the finite element method.

1 Wstęp

W niniejszej pracy rozpatrzono istniejące rozwiązanie końcówek robota RobIn Heart oraz zaproponowano nowe ich rozwiązanie.

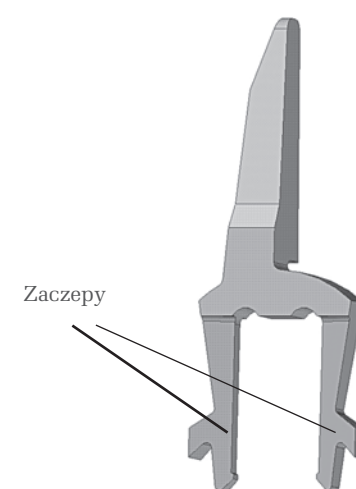
W ramach projektu RobIn Heart zostały opracowane końcówki narzędzi. Została zaproponowana nowa koncepcja odmienna od dotychczasowych rozwiązań stosowanych w robocie da Vinci i Zeus, w których zmiana końcówek roboczych jest związana z wymianą całego narzędzia – wraz z ręką i układem przeniesienia napędu aż do elementu zwanego przekładką. Taka zmiana narzędzi powoduje

po pierwsze wydłużenie czasu wymiany narzędzia, a po drugie zwiększenie kosztów samej operacji poprzez zastosowanie kilku narzędzi. Natomiast w robocie RobIn Heart zastosowano koncepcję wymiennych samych końcówek roboczych odłączalnych w ręce. Rozwiązanie to zostało przedstawione na Rys. 1, na którym widać dwie końcówki wymienne zamocowane na dwóch osobnych gniazdach napędzanych przez koła cięgnowe.

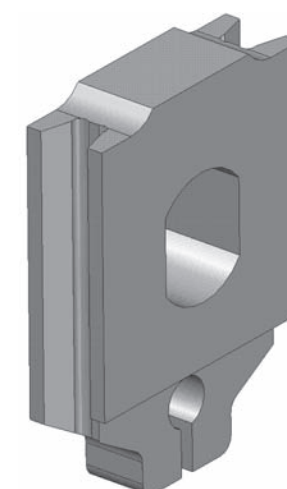


Rys. 1. Konstrukcja końcówki wymiennej.

Narzędzie to charakteryzuje się tym, że elementem trzymającym końcówki narzędziowe był element sprężysty w kształcie zaczepy umieszczonego na końcach szczęki. Montaż szczęki wymiennej (Rys. 2) następował poprzez nasunięcie na gniazdo (Rys. 3. Gniazdo szczęki wymiennej.).

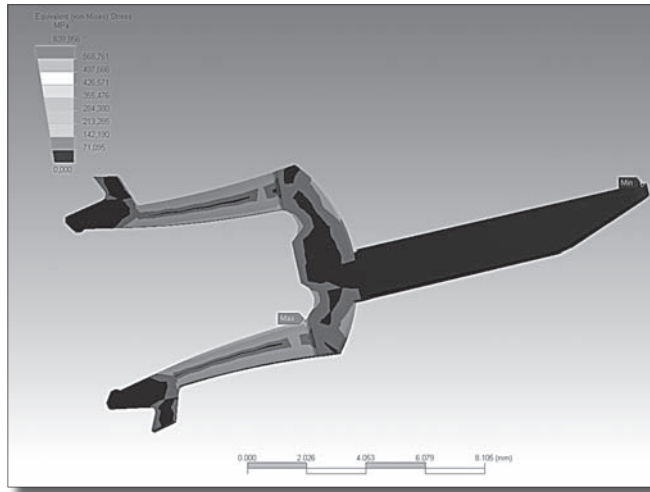


Rys. 2. Szczęka wymienna.

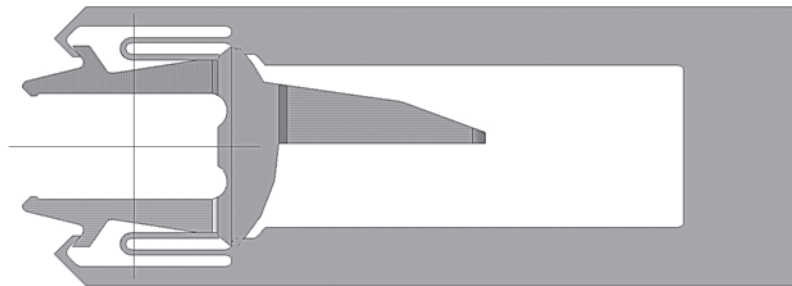


Rys. 3. Gniazdo szczęki wymiennej.

Rozwiązanie to zostało również podane analizie wytrzymałościowej w programie ANSYS. Naprężenia podczas rozgięcia szczęki w czasie wsuwania na gniazdo lub zdejmowania przy założeniu, że odgięcie zaczepu jest 0,1 mm, sięgają ponad 639 MPa (Rys. 4). Dlatego też po kilkukrotnym założeniu i zdjęciu szczęki z gniazda nie powracały do pierwotnego położenia.



Rys. 4. Rozkład naprężeń przy odkształcaniu zaczepów 0,1 mm do pozycji zdejmowania i zakładania końcówki narzędziowej.



Rys. 5. Gniazdo magazynu końcówek narzędziowych.

Zdejmowanie szczęk realizowane w gnieździe magazynu (Rys. 5) za pomocą haczykowatych zakończeń. Elementy znajdujące się na szczęce wymiennej stosowane do zdejmowania zostały przyjęte jako niedopuszczalny element mogący uszkodzić pacjenta, gdyż znajdują się one na zewnątrz końcówki roboczej i stanowią potencjalne zagrożenie.

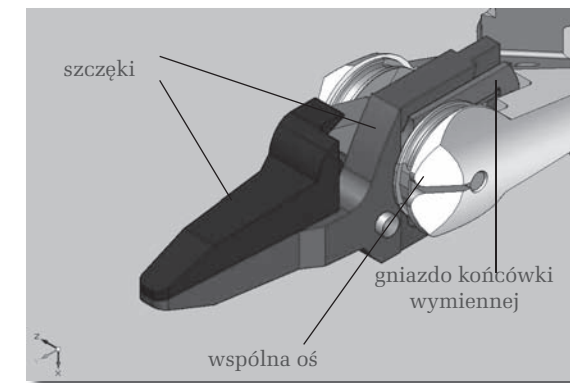
Stwierdzono, że podczas cięcia końcówkami typu nożyczki przedstawiona konstrukcja ma problem z cięciem, gdyż zamknięcie układu sił jest realizowane za pomocą członu III widocznego na Rys. 1.

W wyniku przeprowadzonych analiz i przebadania rzeczywistych modeli wysunięto wnioski, które posłużyły do stworzenia nowej konstrukcji końcówek narzędzia.

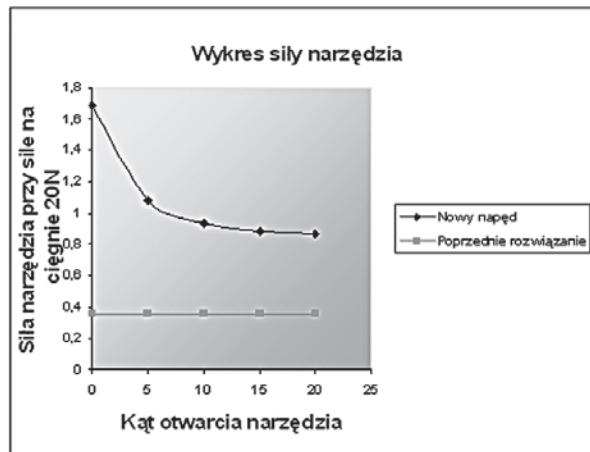
- Wprowadzenie wzmocnienia siły na szczęce przy domykaniu
- Połączenie końcówek w jeden zespół
- Bezobsługowa wymiana końcówek narzędziowych
- Określenie linii ugięcia końcówek roboczych typu nożyczki

2 Nowa konstrukcja końcówek wymiennych

W istniejących konstrukcjach robotów medycznych, w tym też RobIn Heart siła na szczękach jest wartością stałą. W przeprowadzonych doświadczeniach okazało się, że dobrym rozwiązaniem byłoby wprowadzenie wzmocnienia siły przy zamknięciu szczęk na przykład podczas trzymania igły chirurgicznej, gdzie powierzchnia docisku jest mała i łatwo jest igłę wysunąć z uchwytu. Zostało to zrealizowane w nowej konstrukcji końcówek roboczych przedstawionej na Rys. 6. W rozwiązaniu tym jedna szczęka jest mocowana na stałe do gniazda za pomocą nowego mechanizmu, natomiast druga ze szczęk jest zamocowana na wspólnej osi szczęki pierwszej. Takie rozwiązanie charakteryzuje się tym, że przy montażu i demontażu rozłączamy cały komplet końcówek roboczych, przez co stanowią jeden nierozłączny zespół. Dzięki nowemu mechanizmowi uzyskano również możliwość automatycznej bezobsługowej wymiany końcówek robota, co w znacznym stopniu powinno się przyczynić do szybszej wymiany narzędzi podczas operacji.



Rys. 6. Nowe końcówki robocze typu pęseta



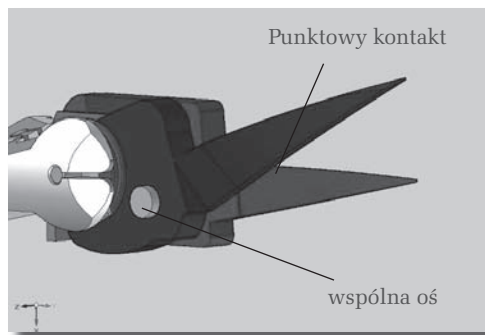
Rys. 7. Wzmocnienie siły na szczęcie wymiennej

Dzięki nowemu rozwiązaniu przeniesienia napędu uzyskaliśmy wzmocnienie siły przy domknięciu szczęk. Wzrost ten w stosunku do poprzedniego rozwiązania przy zamknięciu wynosi 4.5 x, a przy maksymalnym otwarciu szczęk 20 wynosi 2.4 x.

Dalsze prace dążyły do (z wielokrotnienia) zróżnicowania końcówek roboczych. Podstawowym narzędziem wykorzystywanym podczas operacji są nożyczki, dzięki którym chirurg nacina różne tkanki. Jako kształt narzędzia zostały przyjęte zakrzywione nożyczki, którym narzucono następujące założenia:

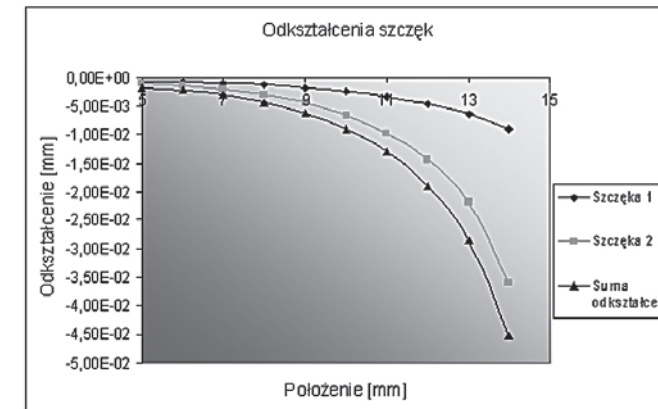
- Jednakowa siła przy zamykaniu nożyczek w miejscu styku
- Zamknięty układ sił pomiędzy szczękami nożyczek
- Styk punktowy

Zamknięcie układu sił zostało zrealizowane poprzez połączenie szczęk za pomocą osi widocznej na Rys. 8.



Rys. 8. Końcówki wymienne typu nożyczki

Do określenia krzywych szczęk typu nożyczek zastosowano program wykorzystujący metodę elementów skończonych (ANSYS). Każda ze szczęk końcówek roboczych typu nożyczki została podparta na osi obrotu i obciążona siłą na powierzchni cięcia przesuwaną co pewien odcinek. Tak uzyskane odkształcenia zostały przedstawione na Rys. 9 i posłużyły do wyznaczenia krzywizny nożyczek przy założeniu stałej siły przy cięciu i styku punktowym.



Rys. 9. Odkształcenie końcówek roboczych typu nożyczki

3 Wnioski

Przedstawione w pracy założenia co do nowego rozwiązania zostały zrealizowane. Narzędzie uzyskało 4.5 x wzmocnienia na końcu szczęki. Nowy sposób mocowania pozwala na bezpieczną pracę chirurga, bowiem elementy mocujące znajdują się wewnątrz całej szczęki wymiennej. Umieszczenie wspólnej osi obrotu dla końcówki narzędziowej umożliwiło zamknięcie układu sił pomiędzy końcówkami, co powinno wpłynąć poprawnie na pracę końcówki typu nożyczki. W dalszych pracach zostanie przeprowadzona weryfikacja na rzeczywistym modelu końcówek typu nożyczki.

Analiza Systemów Pomiarowych Siły Dla Narzędzi Telemanipulatorów Medycznych.

Agnieszka Wróblewska
Politechnika Łódzka
agnieszka.wroblewska@eranet.pl

Abstract.

Rozwiązanie układu siłowego sprzężenia zwrotnego w MIS (minimally invasive surgery) jest na etapie badań i nie ma dotychczas zastosowania w praktyce. Artykuł przedstawia dotychczasowe prototypy rozwiązań różniące się między innymi sposobem rozmieszczenia czujników oraz rodzajem zastosowanej metody pomiarowej. Przedstawiono również proponowaną metodę dla polskiego robota kardiochirurgicznego RobIn Heart. Rozwiązanie tego problemu dostarczy chirurgom możliwość oceny stanu sztywności operowanego organu oraz zapewni stałą kontrolę podczas wykonywania operacji.

1 Wstęp.

Chirurgia obecnie kieruje znaczny nacisk na zmniejszenie traumy [1], [2] związanej z operacją oraz co za tym idzie skrócenie czasu powrotu pacjenta do normalnego życia. Spowodowało to zastosowanie technik MIS (minimally invasive surgery) w coraz to nowych zabiegach chirurgicznych, od chirurgii brzusznej po kardiochirurgię. Technika MIS polega na wprowadzeniu do ciała pacjenta narzędzi chirurgicznych po przez małe otwory rzędu 10 mm średnicy. W wyniku tak prowadzonej operacji lekarz utracił możliwość odczuwania sił oddziaływania między narzędziami a tkanką, co było dla chirurga jednym z ważniejszych parametrów pracy. Wprowadzenie systemów telemanipulatorów [3] pozwoliło na wygodniejszą i ergonomiczną manipulację narzędziami za pomocą zadajników umieszczonych w specjalnej konsoli połączonej z monitorem. Kolejnym krokiem było wprowadzenie stereowizyjnej kamery endoskopowej dające chirurgowi obraz przestrzenny. Rozwiązanie problemu siłowego sprzężenia zwrotnego jest obecnie najbardziej oczekiwane przez chirurgów posługujących się telemanipulatorami [8]. Pozwoliłoby to na łatwiejszą ocenę stanu operowanego narządu i przyspieszyłoby procedury zespалania naczyń.

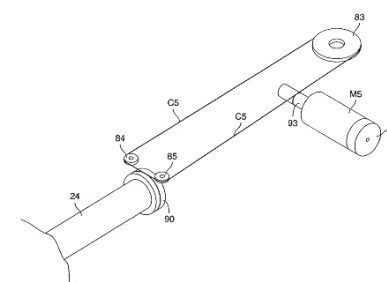
Opracowaniem metody pomiaru sił oddziaływania między narzędziem a tkanką zajmuje się wiele ośrodków naukowych na świecie [5], [1], [7], [6], [4], [9]. Układ siłowego sprzężenia zwrotnego powinien spełniać następujące warunki:

- Czujnik siły powinien znajdować się jak najbliżej działającej siły;
- Łatwa sterylizacja;
- Zniwelowanie wpływu ramienia manipulacyjnego;
- Odporność na wpływ zmian temperatury;
- Małe gabaryty;

Omówione poniżej wybrane metody pozwolą przybliżyć problemy związane z pomiarem sił w tak charakterystycznym zagadnieniu jakim jest narzędzie chirurgiczne manipulowane za pomocą telemanipulatora.

2. Prototypowe metody pomiaru sił.

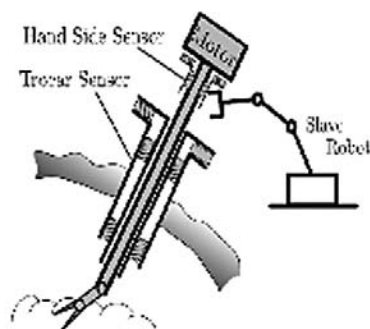
Pierwsze rozwiązanie problemu pomiaru sił i stworzenie układu siłowego sprzężenia zwrotnego dla narzędzi wykorzystywanych w operacjach telemanipulatorami powstało w firmie Intuitive Surgical [4], która jest producentem robota „da Vinci”. W patencie (rys.1) przedstawiono odwzorowanie siły oddziaływania na podstawie parametrów obciążenia silników (M5) napędzających poszczególne stopnie swobody kiści narzędziowej. Metoda ta pozwala na łatwą sterylizację narzędzia, nie wpływa na gabaryty kiści narzędziowej lecz jest bardzo mało dokładna. Pozwala jedynie na oszacowanie sił zamknięcia szczęk, siła zewnętrzna działająca na narzędzie odczuwana jest po przekroczeniu wartości 2 N. Nie pozwala to na aktywną kontrolę oddziaływania przy szyciu naczyń bądź ocenie stanu operowanego narządu, ponieważ siły te są rzędu 0,2– 1 N [11],[6] i [7].



Rys. 1 Odwzorowanie siły oddziaływania na podstawie parametrów obciążenia silników (M5)[4].

Układy sprzężenia zwrotnego od sił z wykorzystaniem czujników sił oparte są na pomiarze wielkości proporcjonalnej do oddziaływującej siły. W zależności

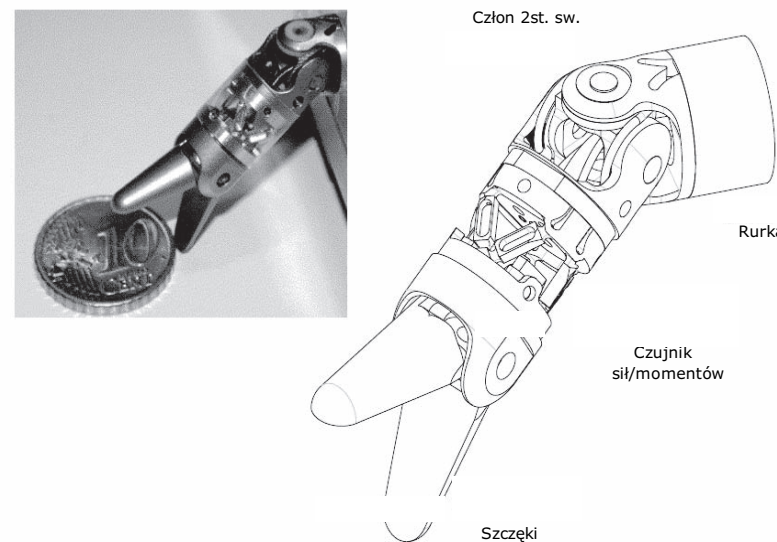
od położenia i rozmieszczenia czujników, możemy otrzymać różne sposoby pomiaru sił. Najbardziej rozpowszechnione są obecnie czujniki tensometryczne, które przekształcają naprężenia powstałe w wyniku działania siły na sygnał napięciowy.



Rys. 2 Rozmieszczenie czujników w metodzie „overcoat”[9].

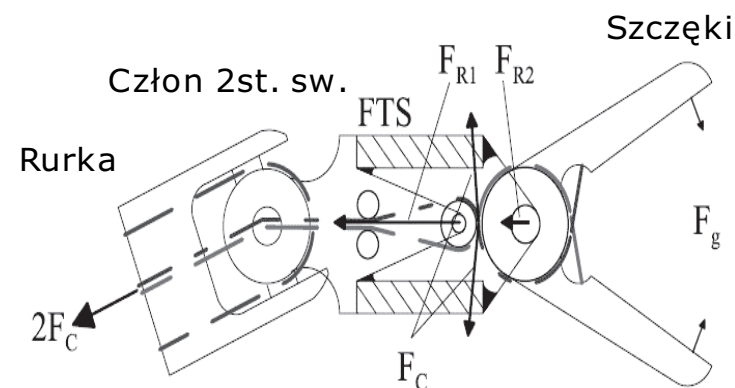
Prezentowana w [9] metoda „overcoat method” oparta jest na zastosowaniu czujników tensometrycznych. Dzięki niej możliwa jest łatwa sterylizacja trokara wraz z układem pomiarowym, jednocześnie metoda ta nie ogranicza ruchliwości kiści narzędziowej. Czujniki tensometryczne są umieszczone w tokarze (rys. 2) po stronie wewnętrznej pacjenta i zewnętrznej oraz w uchwycie. Czujniki trokara mierzą oddziaływanie między narzędziem a trokarem, natomiast w uchwycie czujniki mierzą siły pochodzące od ramienia robota (siły napędowe). Siły oddziaływania tkanki na narzędzie są wyznaczone w oparciu o równowagę sił i momentów działających na narzędzie. Zakres pomiarowy sił wynosił ± 10 N. Tak określone oddziaływanie pozwala na określenie sił poprzecznych (F_x i F_y) działających na narzędzie. Siła wzdłużna (F_z) jest znacznie zakłócona przez elementy napędowe kiści oraz drgania samego ramienia manipulacyjnego. Podczas kalibracji czujnika pojawił się efekt siły ciężkości w warunkach nieobciążonych siłą zewnętrzną. Siła kompensująca ciężar obudowy dla czujnika w tokarze i w ramieniu manipulacyjnym obliczona teoretycznie wyniosła odpowiednio 0,03 i 0,05 N. Założono, że położenie uchwytu robota jest bezbłędne, jednak zmierzony błąd położenia osi trokara wynosił około ± 10 mm.

Najnowszym prototypowym rozwiązaniem problemu pomiaru siły w narzędziach chirurgicznych jest umieszczenie zintegrowanego czujnika sił i momentów FTS na końcówce kiści narzędziowej [10].



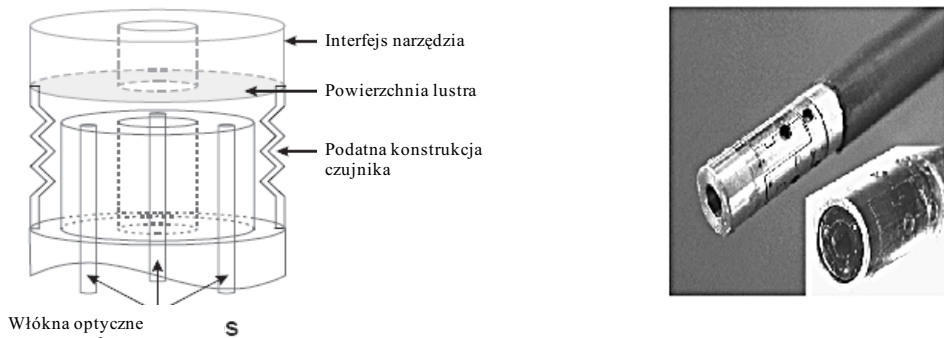
Rys. 3. Zintegrowanego czujnika sił i momentów FTS na końcówce kiści narzędziowej.[10]

Czujnik FTS zbudowany jest z odpowiednio wyprofilowanych elementów (bazujący na konstrukcji platformy Stewarda), na których umieszczone są czujniki tensometryczne. Znajduje się on pomiędzy szczękami a ruchomym połączeniem o 2 stopniach swobody (rys.3). Takie umiejscowienie czujnika powoduje, iż w przekroju pomiarowym występują również siły wewnętrzne, w postaci sił od elementów napędowych szczęk.



Rys.4 Przeniesienia oddziaływań od sił napędowych (F_{R1}) szczęk na podstawę czujnika[10].

Rys.4 przedstawia teoretyczne rozwiązanie przeniesienia oddziaływań od sił napędowych (F_{R1}) szczęk na podstawę czujnika. Ciężno napędzające szczęki prowadzone jest przez kółko zamocowane do podstawy. Generuje to dwie przeciwne składowe siły (F_c) pomiędzy podstawą a platformą czujnika, które są prostopadłe do osi sensora i jednocześnie znoszą się wzajemnie. Praca prezentuje wyniki badań samego czujnika, bez uwzględnienia sił pochodzących od ciężka napędzającego szczęki. Rozdzielczość czujnika wyniosła 0,25 N w kierunku z i 0,05 N w kierunku x i y, przy maksymalnym zewnętrznym obciążeniu w zakresie $\pm 2,5$ N. Wykazano istnienie sprzężenia pomiędzy poprzecznymi i osiowymi obciążeniami zewnętrznymi, zewnętrzna siła działająca w kierunku y powoduje powstanie niedużej odpowiedzi również w kierunku x i z. Sprzężenie pomiędzy x i y powstało z powodu obrotowej niewspółosiowości narzędzia. Natomiast składowa z powstaje w wyniku bocznego zginania belek pomiarowych, gdyż rolę przegubów pełnią zginane przewężenia przenoszące nie tylko siły osiowe ale również momenty zginające. Wykorzystanie włókien optycznych do pomiaru sił przedstawiono w pracy [6].



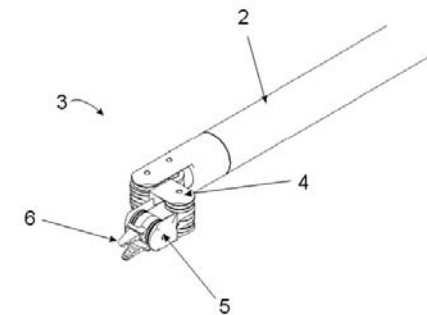
Rys. 5. Mikro-optyczny czujnik sił.[6]

Rozwiązanie to (rys.5) składa się z dwóch części połączonych ze sobą ruchomo. Ruchoma struktura składa się z czterech identycznych równoległoboków umieszczonych osiowoosymetrycznie. Górna część czujnika połączona jest z narzędziem, natomiast dolna z rurką. Trzy włókna optyczne, rozstawione co 120° w dolnej części rurki, mierzą względne przemieszczenie pomiędzy dolną a górną częścią czujnika, poprzez natężenie sygnału odbitego od powierzchni lustra. Włókna mierzą prostopadłą odległość od powierzchni lustra lub odległość od krawędzi powierzchni lustra. Siły osiowe powodują jednakowe przemieszczenie dla wszystkich trzech włókien, podczas gdy siły poprzeczne (a dokładniej odpowiednie momenty) powodują różne bądź

wręcz przeciwne przemieszczenia. Siła zewnętrzna oddziałująca na czujnik powoduje przemieszczenie powierzchni lustra a co za tym idzie skrócenie drogi światła. Odpowiednio dalej opracowany sygnał wysyłany jest do komputera. Odległość powierzchni lustra od włókien wynosi $100 \mu\text{m}$. Rozdzielczość tego układu wynosi $0,3 \mu\text{m}$, co odpowiada około 0,04 N dla zakresu pomiarowego 2,5 N w kierunku z i 1,7 N w kierunkach x i y. Niestety w rozwiązaniu tym nie umieszczono kiści narzędziowej przed czujnikiem i trudno określić wpływ na pomiar sił od elementów napędowych kiści.

3. Proponowane rozwiązanie dla robota RobIn Heart.

Znaczne różnice w konstrukcji kiści narzędziowej i jej układach napędowych pomiędzy poszczególnymi telemanipulatorami kardiochirurgicznymi spowodowały specyfikację układu siłowego sprzężenia zwrotnego. Ponieważ omówione powyżej rozwiązania są obecnie w fazie badań, poszukiwanie rozwiązania tego problemu do zastosowania w polskim robocie RobIn Heart jest jak najbardziej uzasadnione.



Rys.6. Kiść narzędziowa robota RobIn Heart.

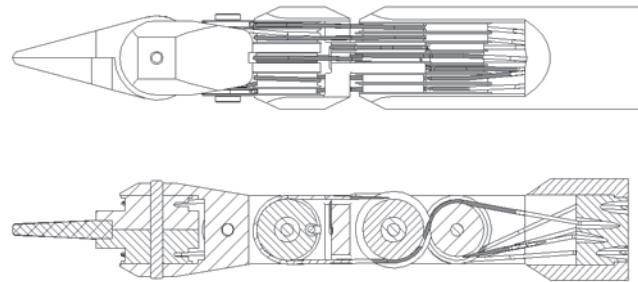
Kiść RobIn Heart'a (rys.6) składa się z członów 4 i 5 połączonych ze sobą przegubowo, zakończonych końcówką wykonawczą 6. Napęd na poszczególne człony przenoszony jest za pomocą cięgien. Siła napędowa w cięgnię wynosi 100 N, dzięki czemu uzyskano siłę trzymającą rzędu 25 N. Wykonane w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii badania sił [11] w zależności od zagłębienia igły przedstawiono w tabeli 1.

Igła Dexon 2-0	3mm	5mm	10mm
maksymalna siła [N]	0,28	0,48	1,19
Igła Prolene 3-0	3mm	5mm	10mm
maksymalna siła [N]	0,28	0,58	1,13

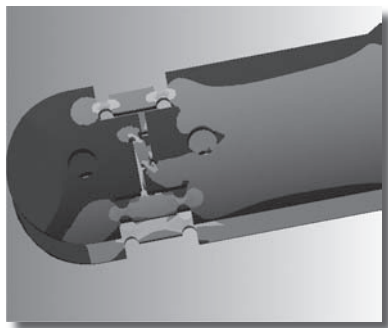
Tab 1. Wartości maksymalne siły wbijania igły w zależności od zagłębienia igły [11].

Podobne zakresy siły przedstawiono w [6] i [7]. Proponowany układ pomiarowy do kiści robota RobIn Heart (rys.6) oparty zostanie na czujnikach tensometrycznych. Jak wynika z tabeli 1 zakres pomiarowego siły powinien wynosić $\pm 2,5N$. Odpowiednio umieszczone czujniki umożliwią pomiar naprężeń wywołanych siłą zewnętrzną. Ze względu na dużą liczbę stopni swobody kiści pomiar dokonywany będzie w przekroju znajdującym się przed przegubami. Ułatwi to poprowadzenie przewodów sygnałowych i zasilających do czujników.

Znacznym utrudnieniem w tego typu pomiarze są elementy napędowe (rys.7) przechodzące przez przekrój pomiarowy, dla kiści o czterech stopniach swobody takich cięgien jest osiem.



Rys. 7 Prowadzenie cięgien napędowych dla kiści o 4 st. sw.



Rys.8 Przykładowa symulacja rozkładu naprężeń wykonana w programie Ansys dla członu I.

Przeprowadzono modyfikacje konstrukcji polegającą na wycięciu odpowiednio wyprofilowanych belek, na których zostaną naklejone elementy pomiarowe. Dodatkowo przeprowadzono symulacje w programie Ansys (rys.8) pozwalające określić miejsca największych naprężeń. Kolejnym etapem prac będzie wykonanie rzeczywistego modelu czujnika i przeprowadzenie testów.

Literatura

- [1] Stephanie Greenish, Vincent Hayward, Vanessa Chial, Allison Okamura, Thomas Steffen „Measurement, analysis, and display of haptic signals during surgical cutting.” Presence: volume 11, number 6 december 2002, 626-651.
- [2] Arianna Menciass, Anna Eisinberg, Maria Chiara Carrozza and Paolo Dario „Force Sensing Microinstrument for Measuring Tissue Properties and Pulse in Microsurgery” IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS, VOL. 8, NO. 1, MARCH 2003
- [3] Christopher R. Wagner, Nicholas Stylopoulos, Robert D. Howe „The Role Of Force Feedback In Surgery: Analysis Of Blunt Dissection.” Presented at the Tenth Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, March 24-25, 2002, Orlando
- [4] „Force-reflecting surgical instrument and positioning mechanism for performing minimally invasive surgery with enhanced dexterity and sensitivity U.S. Patent Documents sep. 15, 1998
- [5] H. Mayer, I. Nagy, A. Knoll, E. Schirmbeck R. Bauernschmitt „Integration of force feedback in an openRobot platform for robotic surgery.” http://sunknoll1.informatik.tu-muenchen.de/~knoll/publikationen/medicon_tech_2004.pdf
- [6] Jan Peirs, Joeri Clijnen, Dominiek Reynaerts, Hendrik Van Brussel, Paul Herijgers, Brecht Corteville, Sarah Boone „A micro optical force sensor for force feedback during minimally invasive robotic surgery.” Sensors and Actuators A 115 (2004) 447–455 www.sciencedirect.com 27 July 2004
- [7] A. Krupa, G. Morel, M.de Mathelin „Achieving High Precision Laparoscopic Manipulation Through Adaptive Force Control.” IEEE ICRA International Conference of Robotics and Automation, May 11-15, 2002 Washington D.C
- [8] T. Ortmaier, M. Groeger, U. Seibold, U. Hagn, D. Boehm, H. Reichensperner, G. Hirzinger „Autonomy and Haptic Feedback in Minimally Invasive Robotic Surgery.” Presented at the Fourth Annual Scientific Meeting of the International Society for Minimally Invasive Cardiac Surgery, June 27-30, 2001, Munich, Germany.
- [9] S. Shimachi, Y. Hakozaki, T. Tada, Y. Fujiwara „Measurement of force acting on surgical instrument for force-feedback to master robot console” International Congress Series 1256 (2003) 538–546 Published by Elsevier Science B.V.20 March 2003
- [10] U. Seibold, B. Kubler, G. Hirzinger „Prototype of instrument for minimally invasive surgery with 6-axis force sensing capability.” ICRA 2005 April 18-20 2005 Barcelona Spain
- [11] 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

Serwomechanizm o dwóch stopniach swobody z ciernym przeniesieniem napędu.

mgr inż. Łukasz Frączzak,
Politechnika Łódzka, Instytut Obraberek i TBM
l.fracczak@gmail.com

Referat zawiera opis zasady działania oraz rozwiązanie konstrukcyjne mechanizmu, który niweluje problemy związane z ograniczeniem przestrzeni roboczej robotów kardiochirurgicznych podczas przeprowadzania operacji chirurgicznych. W referacie znajduje się opis obecnie stosowanych konstrukcji napędu liniowego automatycznych narzędzi laparoskopowych lub kamer endoskopowych stosowanych w budowie robotów kardiochirurgicznych.

1 Wstęp

Podczas przeprowadzania operacji z zastosowaniem robotów kardiochirurgicznych chirurdzy niejednokrotnie mają problemy z ograniczeniem przestrzeni roboczej. Ograniczenie spowodowane jest kolizją ramion robota zwłaszcza gdy do operacji używane są 3 lub 4 ramiona. Zdarza się również, że ograniczenie przestrzeni roboczej spowodowane jest kolizją ramienia z ciałem pacjenta. Dodatkowy problem pojawia się często, gdy zachodzi konieczność obrócenia kamery endoskopowej przekazującej obraz z pola operacji dookoła jej osi. Wówczas samym ramieniem nie mamy możliwości wykonania takiego obrotu i chirurg musi tak ułożyć ramię aby mieć odpowiedni widok. Często jest to czasochłonne i dosyć kłopotliwe.

W związku z powyższymi problemami powstał pomysł aby wykorzystać tuleję kamery endoskopowej lub też automatycznego narzędzia laparoskopowego (dalej jako tuleja endoskopu) jako prowadnicę.

2 Opis referatu.

Mechanizm, który oparty jest na tej koncepcji musi przenosić ruch zarówno z kierunku liniowym (wzdłuż osi tulei endoskopu) jak i obrotowym (dookoła osi tulei endoskopu) w sposób płynny i niezależny.

Dodatkowe założenie jakie zostało wprowadzone to możliwość wymiany tulei endoskopu na tuleję o innej średnicy.

Oprócz podstawowych założeń konstrukcja musi spełniać szereg wymagań mechanicznych i sanitarnych tj.:

Elementy mechanizmu nie mogą być smarowane żadnymi substancjami zmniejszającymi współczynnik tarcia na ich powierzchniach.

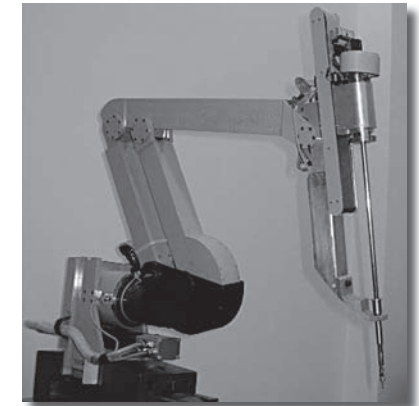
Części mające bezpośredni kontakt z tuleją narzędzia powinny być tak zaprojektowane aby była możliwość poddania ich zabiegowi sterylizacji. Napęd powinien być odporny na zmianę współczynnika tarcia na powierzchni prowadnicy kamery endoskopowej.

Mechanizm powinien być tak zaprojektowany aby jego montaż i demontaż przebiegał sprawnie i szybko.

Obecnie stosowane konstrukcje przesuwu liniowego bazują na prowadnicach teleskopowych (rys 1 i 2)



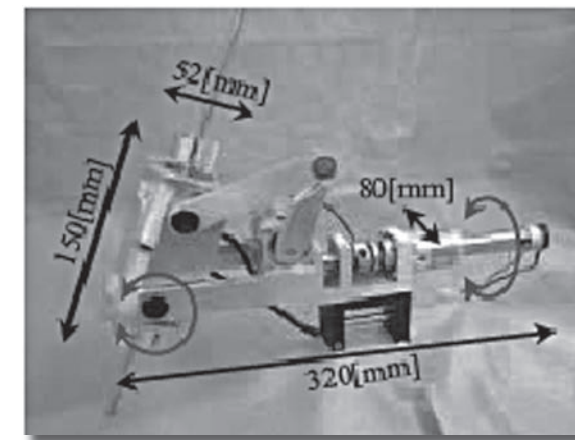
Rys. 1 Robot Da Vinci S



Rys. 2 Robot Robin Heart 3

Są to konstrukcje duże i posiadają wcześniej opisane wady.

Dosyć ciekawą konstrukcją zrealizowali japońscy naukowcy z uniwersytetu w Tokio (rys. 3) [1]

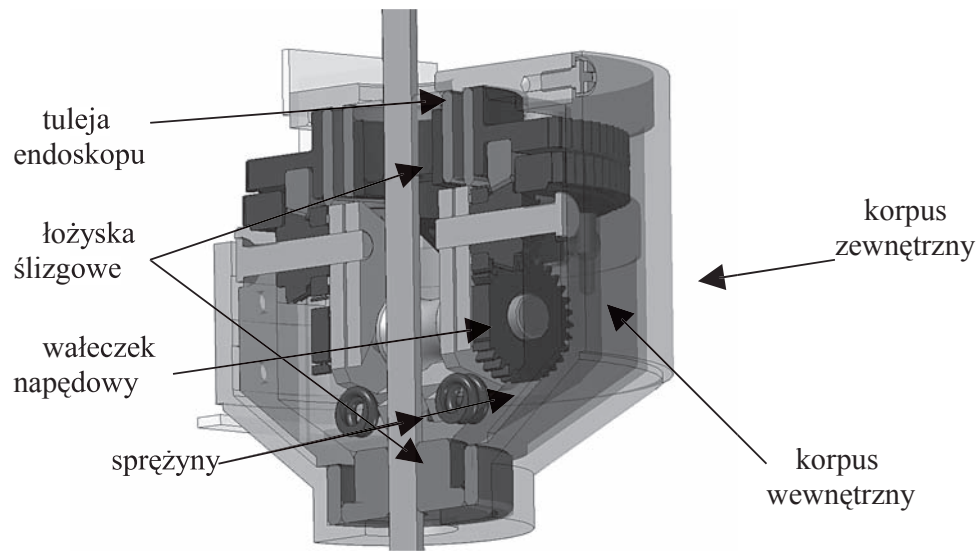


Rys. 3 Mechanizm Gimballs

Zaprojektowali oni mechanizm Gimbals, który jest niewielki jednak nie ma sprzężeń zwrotnych z tuleją endoskopu przez co podczas sterowania nie wiemy o ile się przemieściła tuleja i w jakim kierunku. Dodatkowo nic nie wiemy o możliwości wystąpienia poślizgu co jest bardzo niebezpieczne nie tylko dla samego mechanizmu ale również dla samego pacjenta.

Mechanizm ten nie posiada możliwości zmiany tulei na tuleję o innej średnicy co znacznie zmniejsza jego uniwersalność.

Kolejnym ciekawym rozwiązaniem jest mechanizm z umieszczonymi wałeczkami wewnątrz obracającego się korpusu (rys. 4). Konstrukcja ta jest mojego autorstwa i została dokładnie omówiona we wcześniejszym referacie



Rys. 4 Mechanizm z wałeczkami zamontowanymi w obracającym się korpusie.

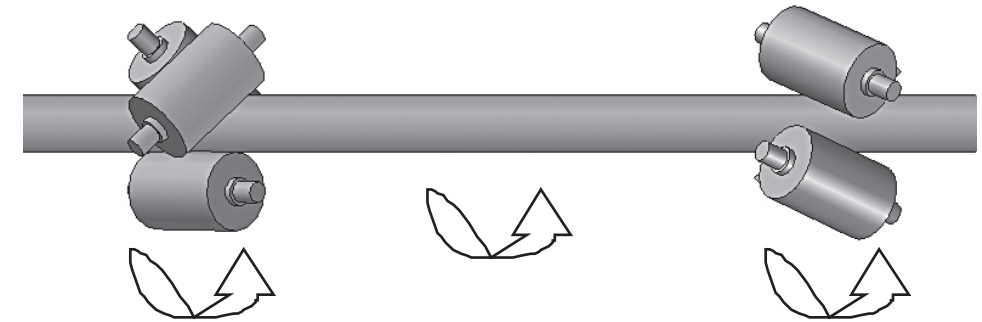
Mechanizm ten też jest niewielki oraz zapewnia płynne, niezależne sterowanie w dwóch stopniach swobody jednakże ze względu na zastosowanie łożysk ślizgowych nie uniknie się luzów, które powodowałyby niestabilne położenie kamery endoskopowej lub automatycznego narzędzia laparoskopowego.

Dodatkowym problemem jest wykonanie sprężyn dociskających wałeczki do tulei. Są one niewielkie a muszą zapewnić dość duże naciski by napęd mógł być przeniesiony poprzez tarcie przez co trudno jest takie sprężyny wykonać.

Najlepszym rozwiązaniem konstrukcyjnym jest wykorzystanie dwóch zespołów wałeczków zaciśniętych pod kątem 45° względem osi tulei endoskopu. Dodatkowo kąt pomiędzy osiami wałeczków w poszczególnych zespołach

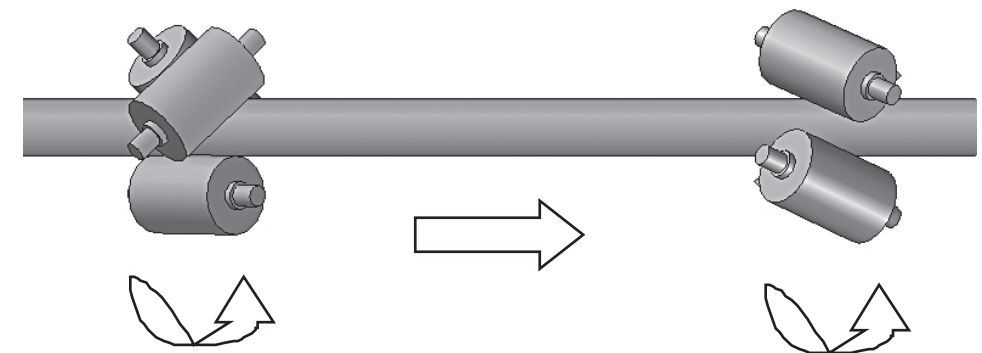
wynosi 90°. Wałeczki są łożyskowane w korpusach w sposób umożliwiający ich swobodne obracanie. Dzięki temu w każdym z korpusów ruch względny tulei w stosunku do korpusu odbywa się po linii śrubowej o kącie nachylenia 45° - w jednym korpusie linia jest prawoskrętna a w drugim lewoskrętna.

Obracając niezależnie tymi zespołami możemy uzyskać ruch tulei w interesującym nas kierunku. I tak aby obrócić tuleję endoskopu wokół jej osi, wystarczy obrócić zespoły w tym samym kierunku. (rys 5).



Rys. 5 Mechanizm z dwoma zespołami wałków (Przeniesienie ruchu obrotowego)

Natomiast gdy chcemy przesunąć tuleję wzdłuż osi tulei należy przyłożyć momenty do zespołów wałeczków w przeciwnych kierunkach. Dzięki temu siły próbujące obrócić tuleję się zniosą natomiast siły występujące wzdłuż osi się zsumują wymuszając ruch tulei wzdłuż jej osi (rys. 6).

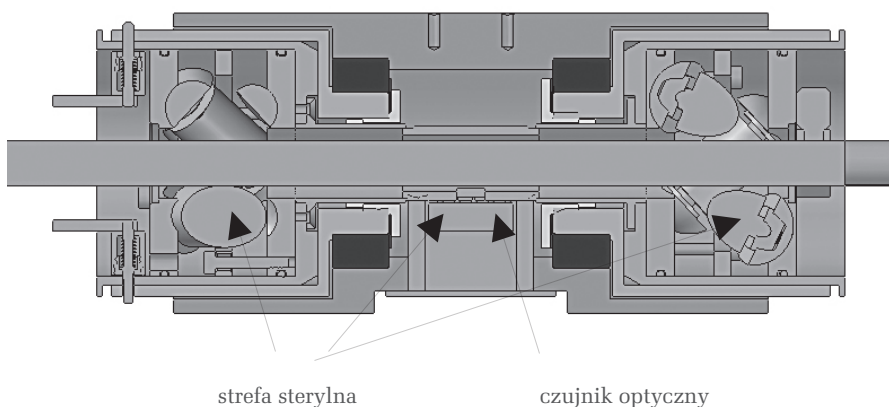


Rys. 6 Przeniesienie ruchu liniowego.

Jak widać ruch tulei endoskopu jest uzależniony od wartości i kierunków przyłożonych momentów, a więc sterując nimi w sposób płynny otrzymamy

płynne sterowanie ruchu tulei endoskopu w dwóch kierunkach niezależnie od siebie. Ze względu na zasadę działania i sztywne osadzenie zespołów wałeczków konieczne jest powstanie poślizgów między tuleją a wałeczkami w punktach styku. Aby zabezpieczyć się przed tym umożliwia się obracanie każdego z wałeczków dokoła własnej osi, co wymusi ich ruch obrotowy a wykluczy powstanie poślizgów.

Docisk wałeczków do tulei jest zrealizowany poprzez zastosowanie pierścienia sprężystego napinanego 6 śrubami. Dzięki temu do wyregulowania każdego z wałeczków wykorzystywane są 2 śruby co zapewnia niezależność regulacji każdego z nich.



Rys. 7 Zbudowany mechanizm z zaznaczeniem strefy sterylnej.

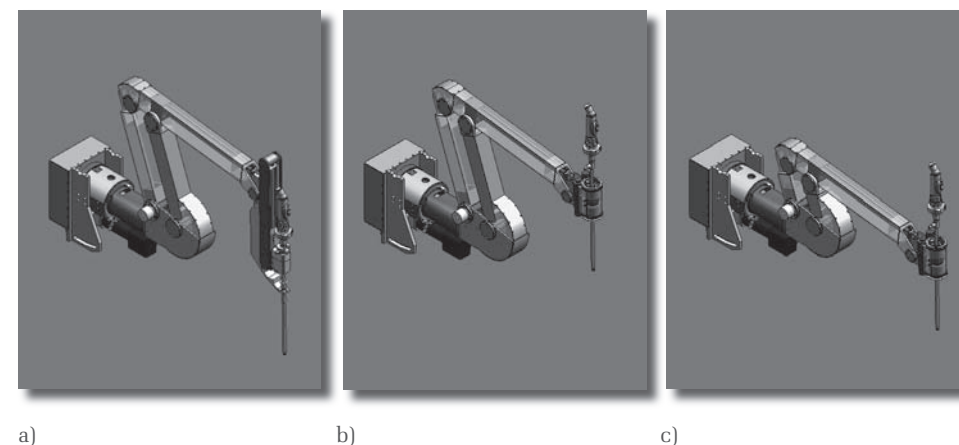
Dodatkowym aspektem jaki należy uwzględnić jest podział elementów na te, które muszą być poddane zabiegowi sterylizacji i te, które mogą pozostać nie sterylizowane. Rozwiązaniem jakie zostało zastosowane jest umieszczenie wszystkich elementów „sterylnych” w korpusach, które są mocowane szybkozłączami. Dzięki temu nie ma kłopotów z demontażem pojedynczych elementów tylko zdejmuje się całe moduły, które są sterylizowane.

Problemem, jest tutaj fakt, iż czytnik optyczny, który mierzy przemieszczenie tulei w sposób bezdotykowy, również musi być sterylizowany. Zostały zastosowane tanie i łatwo dostępne czytniki optyczne, które mierzą przemieszczenie na zasadzie działania czujników z myszy optycznych lub laserowych. Dzięki temu koszt jednorazowego takiego czujnika jest bardzo mały w porównaniu z kosztami całej operacji i może być zastosowany jako jednorazowy.

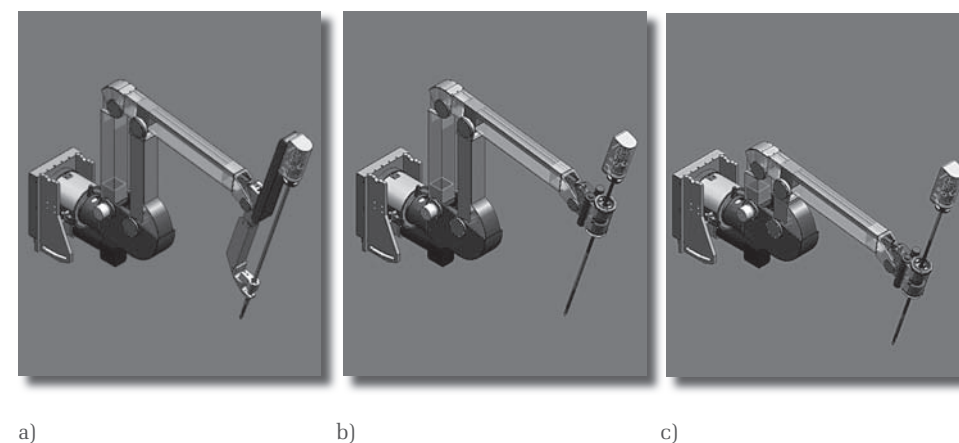
Drugim rozwiązaniem tego problemu jest zastosowanie elementu pośredniego np. kuli, która będzie dociskana do tulei i po operacji poddana zabiegowi sterylizacji. Jednakże wprowadzenie elementu pośredniego może znacznie pogorszyć dokładność pomiaru i powodować zagrożenie dla życia i zdrowia

pacjenta. Lepsze z tych rozwiązań będzie wytypowane na podstawie przeprowadzonych badań.

Zaprojektowany mechanizm jest znacznie mniejszy od istniejących rozwiązań. Dla porównania poniżej jest przedstawiony mechanizm zamontowany na robocie kardiochirurgicznym Robin Heart (rys. 8 i 9) Dzięki zmniejszeniu gabarytów napędu można znacznie skrócić jeden z równoległoboków ramienia robota, dzięki czemu mechanizm będzie mógł znajdować bezpośrednio przy ciele pacjenta co znacznie zmniejszy możliwość wystąpienia kolizji ramion.



Rys. 8 Robot kardiochirurgiczny Robin Heart Vision z kamerą endoskopową z napędem: a) teleskopowym, b) z zespołami wałeczków, c) z zespołami wałeczków i ze skróconym równoległobokiem



Rys. 9 Robot kardiochirurgiczny Robin Heart 3 z zamontowanym automatycznym narzędziem laparoskopowym z napędem: a) teleskopowym, b) z zespołami wałeczków, c) z zespołami wałeczków i ze skróconym równoległobokiem

W chwili obecnej opracowana jest konstrukcja tego serwomechanizmu i niedługo rozpocznie się jej fizyczna realizacja.

Następnie przejdziemy do uruchomienia i przetestowania sprzężeń zwrotnych opartych na bezdotykowym pomiarze przemieszczenia.

W mechanizmie tym będą zastosowane dwa rodzaje pomiarów; jeden z nich oparty na czujnikach z myszy optycznych a drugi zrealizowany przy pomocy dalmierzy laserowych, które umożliwią absolutny pomiar przemieszczenia. Podwojenie układów pomiarowych zapewni znaczną poprawę bezpieczeństwa i pewności przemieszczania się tulei kamery endoskopowej oraz automatycznego narzędzia laparoskopowego.

Referencje

- [1] :Takashi Suzuki, Youichi Katayama, Etsuko Kobayashi, Ichiro Sakuma. „Compact Forceps Manipulator for Laparoscopic Surgery”

RENUS-1 System mechatroniczny do wspomagania rehabilitacji ruchowej osób po udarach mózgu lub schorzeniach ortopedycznych.

Bratek A., Klimasara W. J. ¹, Pachuta M., Pilat Z. ², Wlazło M.
Przemysłowy Instytut Automatyki i Pomiarów PIAP
Al. Jerozolimskie 202, 02-486 Warszawa
e-mail: ¹ wklimasara@piap.pl, ² zpilat@piap.pl

Streszczenie.

W referacie zaprezentowano programowalny system mechatroniczny przeznaczony do wspomagania rehabilitacji ruchowej. Został on zaprojektowany z myślą o przywracaniu sprawności ruchowej ramienia. Urządzenie składa się z manipulatora o czterech stopniach swobody, układu sterowania, systemu czujników i zewnętrznej stacji PC ze specjalnym oprogramowaniem, które umożliwi przygotowanie, wykonywanie i nadzorowanie ćwiczeń rehabilitacyjnych. Osie manipulatora są napędzane silnikami synchronicznymi z magnesami trwałymi, sprzężonymi z precyzyjnymi przetwornikami obrotowo-impulsowymi. Praca wszystkich serwowzmacniaczy jest koordynowana przez nadrzędny sterownik PLC, który współpracuje ze specjalnym, wieloosiowym czujnikiem przeznaczonym do pomiaru on-line sił pomiędzy ostatnim członem manipulatora a nadgarstkiem pacjenta.

RENUS-1 Mechatronics Active Rehabilitation Assistance System for Stroke or Orthopedic Patients.

Abstract.

The assistive programmable mechatronics system for the after stroke rehabilitation is presented in the paper. System is designed for restoring motional operation of the upper limb. It includes 4 DOF manipulator, control system, sensor system and external PC-station with special software for preparation, execution and supervision of the exercises. The axis are driven by permanent magnet synchronous electrical motors coupled with precise rotary-pulse transducers. All servo amplifiers are coordinated by PLC master controller, which cooperate with special multinangular sensor destined for on-line measurement of the forces between last link of the manipulator and patients wrist.

1 Wprowadzenie

Ostatnie lata XX wieku zapoczątkowały bardzo intensywny rozwój nieprzemysłowych zastosowań robotyki. Prace badawcze w nowych obszarach, m.in. lokomocja i nawigacja, komunikacja człowiek-maszyna, zaawansowane systemy sensoryczne, sztuczna inteligencja, umożliwiły praktyczne realizacje robotów operujących w środowisku człowieka lub wręcz w bezpośrednim z nim kontakcie. Komercyjny sukces takich rozwiązań jak autonomiczne odkurzacze i kosiarki, roboty-zabawki, robot-sanitariusz, czy roboty wojskowe i policyjne, stanowił czynnik stymulujący poszukiwania kolejnych zastosowań. Jedną z najbardziej obiecujących i najszybciej rozwijanych dziedzin w ostatnich latach, jest niewątpliwie robotyka w medycynie. Obok robotów wspomagających operacje, inteligentnych protez i wózków inwalidzkich, wielkim zainteresowaniem zespołów badawczych cieszą się roboty wspomagające rehabilitację. Szczególnie zachęcające są rezultaty uzyskiwane przy rehabilitacji ruchowej z udziałem robotów. Znaczną część pacjentów, którzy potrzebują takiej rehabilitacji, stanowią osoby po przebytych udarach mózgu.

Styl życia, odżywianie, codzienny stres, zanieczyszczenia środowiska i wiele innych tzw. czynników cywilizacyjnych, powoduje, że udar mózgu jest jednym z najpoważniejszych zagrożeń dla człowieka w dzisiejszych czasach. W USA nazywany jest zabójcą numer 3 [1]. Każdego roku dotyka on ok. 700.000 Amerykanów. W ponad 150.000 przypadków kończy się śmiercią. Znaczna część osób, które przeżyły udar mózgu wychodzi z tej choroby z inwalidztwem, różnego typu i w różnym stopniu. Najczęstszym następstwem udaru jest paraliż. Dotyczy on na ogół jednej strony ciała, obejmując nogę, ramię i część twarzy. Pacjenci mają problemy z chodzeniem, chwytaniem i przenoszeniem przedmiotów, zachowaniem równowagi. Na dziś najskuteczniejszą terapią tych niesprawności jest rehabilitacja ruchowa.

2 Ogólna koncepcja systemu

Rehabilitacja ruchowa w wielkim uproszczeniu polega na wielokrotnym, długotrwałym, żmudnym powtarzaniu pojedynczych lub zestawów ruchów. Terapia ta jest realizowana przy udziale rehabilitanta, który prowadzi pacjenta lub jego kończynę po odpowiednim torze, zachowując stosowne wymuszenia lub opierając się jego własnym ruchom. Można powiedzieć, że jest to naturalne zadanie dla robota. Prace badawczo-rozwojowe w tym obszarze są prowadzone w Europie Zachodniej i w USA już od ponad 10 lat [3, 4, 5]. Biegają one w dwóch kierunkach.

Pierwszym jest próba przystosowania tradycyjnych robotów przemysłowych do zadań rehabilitacji ruchowej. Przykładem takiego podejścia może być realizacja

projektu REHAROB [7] w ramach programów ramowych Unii Europejskiej. Wykorzystano w nim robota przemysłowego typu PUMA, wyposażonego w specjalny interfejs, zapewniający wymianę oddziaływań siłowych, a także bezpieczeństwo pacjenta. Na bazie wyników projektu firma ABB przygotowała ofertę zrobotyzowanego stanowiska rehabilitacji, wykorzystującego dwa współpracujące roboty. Są one programowane przez rehabilitanta podczas wykonywania odpowiednich ruchów kończyną pacjenta. Roboty uczą się tych ruchów i mogą je odtwarzać trakcie ćwiczeń. Całe stanowisko pracuje pod kontrolą systemu komputerowego, którego oprogramowanie umożliwia zmiany ćwiczenia (trajektorie ruchu, ilość powtórzeń, itp.).

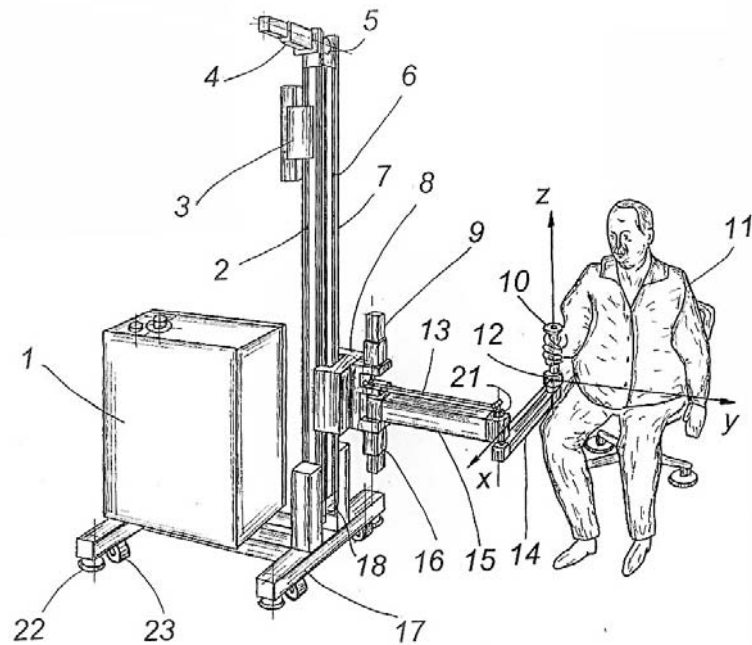
Drugim kierunkiem prac przewiduje się konstruowanie specjalnie docelów rehabilitacji manipulatorów, robotów i programowalnych systemów mechatronicznych, służących do rehabilitacji kończyn górnych (ramienia i przedramienia). Pewnym przełomem w stosowaniu robotów było opracowanie w MIT przez H.I. Krebsa, i N. Hogana robota specjalnie przystosowanego do rehabilitacji kończyn górnych mającego kinematykę zbliżoną do robota SCARA. Robot ten o nazwie MIT-MANUS służy tylko do rehabilitacji ramienia i przedramienia [3]. Ruchy są wykonywane w płaszczyźnie poziomej. Dzięki niewielkim rozmiarom robot MIT-MANUS może być stosowany nawet indywidualnie w domu pacjenta. Do ćwiczeń nogi i stopy są konstruowane odmienne urządzenia, np. z wykorzystaniem platformy Stewarda. Do rehabilitacji dłoni i palców są stosowane urządzenia zbliżone budową do joystick'a stosowanego w grach komputerowych.

Skuteczność rehabilitacji ruchowej pacjentów po przebytych udarach mózgu, wspomaganej tego typu urządzeniami została potwierdzona badaniami klinicznymi przeprowadzonymi w USA, Japonii i krajach Europy Zachodniej. Barię do upowszechnienia praktycznego stosowania robotów i manipulatorów w terapii jest ich cena. Urządzenia te, bardzo drogie dla pacjentów z bogatych krajów zachodnich, dla polskich pacjentów są wręcz poza zasięgiem z przyczyn ekonomicznych. Fakt ten był jedną z przesłanek uruchomienia w ramach Programu Wieloletniego PW-004 „Doskonalenie systemów rozwoju innowacyjności w produkcji i eksploatacji w latach 2004-2008” zadania pt. „Programowalny system mechatroniczny do rehabilitacji ruchowej osób po przebytych udarach mózgu lub schorzeniach ortopedycznych”.

Celem projektu było opracowanie systemu, który mógłby stanowić efektywne narzędzie wspomagające proces rehabilitacji kończyn górnych. System składa się z części mechanicznej i sterującej. Według generalnej koncepcji (rys. 1) struktura mechaniczna manipulatora zapewnia możliwość wykonywania przez uchwyt przestrzennej trajektorii ruchu (3D). Zakresy ruchów manipulatora odpowiadają zakresom ruchu ręki zdrowego człowieka. Zaprojektowano ramię manipulatora składające się z dwóch sztywnych elementów połączonych przegubami. Ramię manipulatora jest przegubowo mocowane do karetki

poruszającej się na pionowych saniach mocowanych do nieruchomej kolumny. Osie przegubów ramienia manipulatora są pionowe (podobnie jak w manipulatorze robota SCARA). Z punktu widzenia kinematyki struktura mechaniczna urządzenia stanowi mechanizm o trzech stopniach swobody, umożliwiającą ruch końca ramienia względem trzech osi bazowego układu współrzędnych prostokątnych. Na końcu ramienia znajduje się interfejs mechaniczny manipulatora wyposażony w czujnik sił i momentów. Zapewnia on sprzężenie między pacjentem a układem sterowania, który może odczytywać kierunek w którym pacjent próbuje poruszać uchwytem.

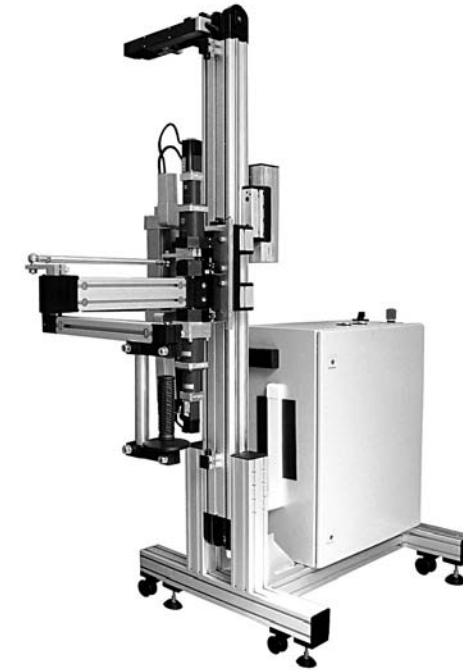
Układ sterowania jest zamknięty w szafce sterowniczej zamontowanej na konstrukcji nośnej urządzenia. Rama podstawy jest wyposażona w kółka, które umożliwiają przejazd urządzenia w obrębie mieszkania lub sali ćwiczeń. Po ustawieniu urządzenia w zadanym miejscu, kółka można schować i postawić urządzenie na nóżkach o regulowanej wysokości. Pomocniczym elementem stanowiska jest fotel pacjenta.



Rys 1. Widok ogólny struktury mechanicznej systemu - koncepcja: 1 - szafka układu sterowania, 2 - prowadnica, 3 - przeciwwaga, 4 - zespół napędowy ruchu manipulatora względem osi z, 5 - napędowe łańcuchowe koła zębate, 6 - prowadnice karetki 8, 7 - kolumna, 8 - karetki, 9 - zespół napędowy ramienia 14, 10 - uchwyt, 11 - ćwiczący pacjent, 12 - wieloosiowy czujnik sił i momentów sił, 13 - łącznik, 14 - ramię, 15 - ramię, 16 - zespół napędowy ramienia 15, 17 - podstawa, 18 - koła łańcuchowe, 19 - przegub ramienia 15, 20 - przegub ramienia 14, 21 - zacisk. 22 - stopy, 23 - koła jezdne.

3 Realizacja urządzenia prototypowego

Wykorzystując przedstawioną koncepcję zbudowano prototyp systemu mechatronicznego do wspomagania rehabilitacji ruchowej RENUUS-1 (fot. 1). Do budowy manipulatora wykorzystano stopy lekkie (PA) w tym profile ciągnięte, tworzywa sztuczne oraz łożyska cienkościenne. Realizacja ruchu pionowego wymagała zastosowania systemu prowadnic oraz układów przeniesienia napędu w postaci łańcucha rolkowego. Do przeniesienia napędu ruchu członów poziomych zastosowano system ciągien.



Fot. 1. Prototyp systemu mechatronicznego do wspomagania rehabilitacji ruchowej RENUUS-1

W strukturze sterowania systemem, oprócz sterownika PLC zamkniętego w szafce, zastosowano współpracujący komputer PC, wyposażony w dwa monitory. Jeden monitor jest przeznaczony dla nadzorującego ćwiczenia rehabilitanta. Na drugim monitorze pacjent otrzymuje informacje o zadanej trajektorii oraz o wynikach realizacji ćwiczenia.

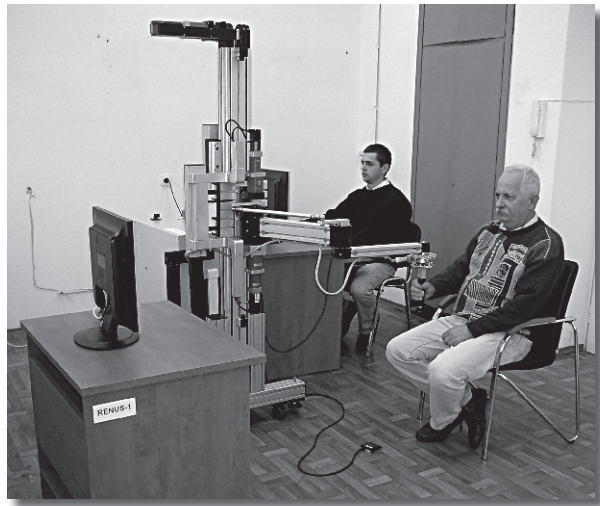
Za bezpośrednią realizację ruchów poszczególnych stopni swobody manipulatora odpowiedzialny jest system serwonapędów, umożliwiających realizację trajektorii przestrzennych uchwytu. W jego skład wchodzi trzy silniki synchroniczne, zintegrowane z precyzyjnymi przetwornikami obrotowo-impulsowymi. Silniki współpracują z przekładniami planetarnymi. Jeden z silników służy do napędu pionowej karetki połączonej z ramieniem robota, zaś dwa pozostałe służą do napędu ramienia manipulatora.

Z punktu widzenia sterowania możliwa jest praca systemu w czterech trybach:

- a) uczenie – zapamiętywanie trajektorii manipulatora podczas wodzenia ramienia robota przez rehabilitanta wzdłuż zadawanej trajektorii,
- b) ćwiczenie tryb pasywny - manipulator odtwarza trajektorię,
- c) ćwiczenie tryb aktywny - pacjent odtwarza trajektorię wg wzorca, który widzi na ekranie monitora ekranowego,
- d) kalibracja osi Z - polega na zrównoważeniu ciężaru ręki pacjenta spoczywającej beładnie w gnieździe przegubu robota.

4 Próby techniczne

Próby techniczne prototypu systemu mechatronicznego RENU-1 przeprowadzono w laboratorium PIAP (fot. 2).



Fot. 2 Próby techniczne w laboratorium PIAP

W badaniach tych sprawdzano:

- A. Podstawowe funkcje systemu sterowania
 - a. zadawanie trajektorii ruchu na płaszczyźnie 2D i w przestrzeni 3D
 - b. śledzenie ruchu uchwytu i jego wizualizacja na monitorze w czasie rzeczywistym
 - c. archiwizacja danych zbieranych w trakcie procesu rehabilitacji
- B. Parametry kinematyczne układu zadawania ruchu
 - a. zakres prędkości - prędkość liniową końca ramienia wyznaczono na podstawie parametrów geometrycznych ramion oraz pomiarów cyfrowych prędkości obrotowych wałów silników napędowych poszczególnych osi i uzyskano następujące wyniki:

- i. prędkość minimalna 0,0001 [m/s] - dla wszystkich osi
 - ii. prędkość maksymalna Oś 1 (pionowa): 0,610 [m/s]
 - iii. prędkość maksymalna Oś 2 (pozioma): 0,829 [m/s]
 - iv. prędkość maksymalna Oś 3 (pozioma): 0,763 [m/s]
- b. powtarzalność pozycjonowania w przestrzeni 3D – wyznaczono na podstawie serii pomiarów za pomocą czujnika zegarowego, uzyskano wynik 5,7 mm
 - c. wartość siły oddziaływania w układzie „kończyna-system” - istnieje możliwość nastawienia siły maksymalnej w granicach: 0.5N do 150N

6 Podsumowanie

Wyniki prób technicznych potwierdziły uzyskanie parametrów umożliwiających zastosowanie systemu mechatronicznego RENU-1 do realizacji zadań związanych ze wspomaganie rehabilitacji ruchowej. Kolejnym etapem prac jest przeprowadzenie prób funkcjonalnych w ramach zespołu realizującego projekt. Następnie podjęte zostaną starania celem kontynuowania badań we współpracy ze specjalistami fizjoterapii.

Informacje dodatkowe

Praca realizowana w ramach Programu Wieloletniego PW-004 Doskonalenie systemów rozwoju innowacyjności w produkcji i eksploatacji w latach 2004-2008.

LITERATURA

- [1] http://www.ninds.nih.gov/disorders/stroke/preventing_stroke_pr.htm, "Brain Basics: Preventing Stroke" Office of Communications and Public Liaison, National Institutes of Health's, National Institute of Neurological Disorders and Stroke (NINDS). Publication No. 04-3440b, Bethesda, MD 20892 USA, April 2006
- [2] <http://www.ninds.nih.gov/disorders/stroke/poststroke rehab.htm>, "Post-Stroke Rehabilitation Fact Sheet", Office of Communications and Public Liaison, National Institutes of Health's, National Institute of Neurological Disorders and Stroke (NINDS). Publication No. 02-4846, Bethesda, MD 20892 USA, August 2002
- [3] Krebs H.I., Hogan N., Aisen M., Volpe B. T.: "Robot-Aided Neurorehabilitation", IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering, Vol. 6, No. 1. March 1998
- [4] Klimasara W. Zrobotyzowane urządzenia rehabilitacyjne. PAR No 2/2003 pp.23-24, 57
- [5] Klimasara W. Roboty w rehabilitacji osób po udarze mózgu. AUTOMATION 2003, Warszawa, 2-4 kwietnia 2003, mater. konferencyjne pp.261-266
- [6] Arz G. Robotic therapy for motor recovery at stroke patients. ATVN-EU-GP Conference 1-3 December 2005, Pułtusk, <http://www.atvn-eu-gp.pl/conferen/programm.htm>

Urządzenie PASTER do aktywnej i pasywnej rehabilitacji mięśni i stawów kończyn górnych lub dolnych

Michał Bachorz¹, Sebastian Mniszek¹

¹Instituto Techniki i Aparatury Medycznej ITAM, ul. Roosevelta 118, 41-800 Zabrze
michal.bachorz@itam.zabrze.pl

Słowa kluczowe: PASTER, rotor

Rodzina rotorów o nazwie PASTER to grupa urządzeń przeznaczonych do aktywnej i pasywnej rehabilitacji kończyn dolnych lub górnych. Urządzenia te znajdują zastosowanie wszędzie tam, gdzie istnieje potrzeba kontrolowanego poruszania kończynami pacjenta. Rotor może być używany zarówno w warunkach domowych jak i w specjalistycznych ośrodkach rehabilitacyjnych, sanatoriach, oddziałach szpitalnych czy domach pomocy społecznej. Dzięki uniwersalnej konstrukcji i dodatkowemu wyposażeniu może być stosowany dla dzieci i dla dorosłych. Urządzenie dostępne jest w trzech wersjach:

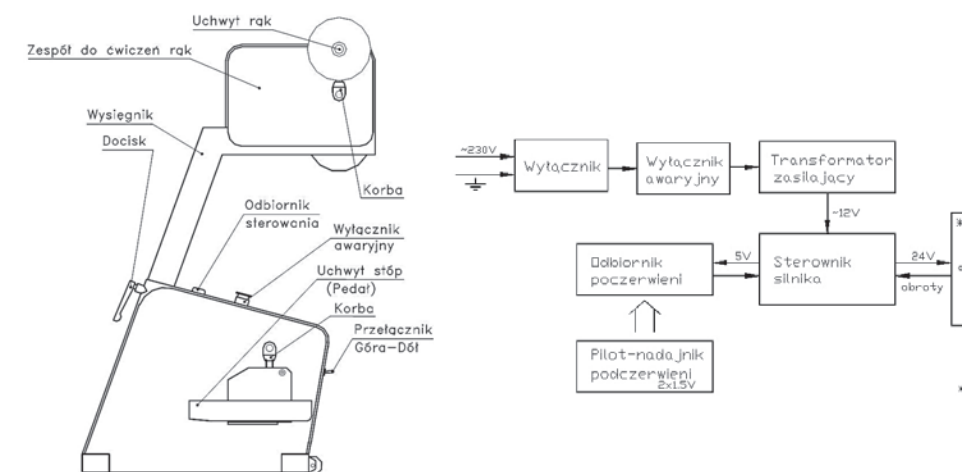
- PASTER 200 - do ćwiczeń kończyn dolnych,
- PASTER 210 - do ćwiczeń kończyn dolnych z uchwytem na rękę,
- PASTER 230 - do ćwiczeń kończyn dolnych lub górnych.



Budowa i zasada działania, schemat blokowy urządzenia PASTER

Urządzenia PASTER zasilane są napięciem zmiennym jednofazowym ~230V podawanym poprzez bezpiecznik i włącznik sieciowy, dalej na włącznik awaryjny następnie na transformator zasilający elektronikę i silnik.

PASTER posiada zasilany z baterii pilot bezprzewodowy z dwoma potencjometrami, czterema przyciskami i diodami sygnalizacyjnymi. Potencjometry służą do ustawienia prędkości obrotowej pedałów i momentu maksymalnego, przy którym następuje zatrzymanie rotora. Przyciski służą do ustawienia rodzaju pracy, kierunku obrotów i uruchomienia bądź zatrzymania urządzenia. Diody sygnalizują stan, w którym jest urządzenie. Przyciśnięcie klawisza START, klawisza STOP, zmiana prędkości obrotowej lub momentu powoduje uruchomienie transmisji Pilot wysyła odpowiedni kod, w którym zawarty jest stan urządzenia. Kody te są odbierane przez urządzenie, analizowane i przetwarzane na napięcia sterujące układem regulacji prędkości obrotowej pedałów, oraz po przekroczeniu momentu maksymalnego, wyłącznikiem. Gdy urządzenie znajduje się w stanie pracy (pedały w ruchu) kody zmiany kierunku obrotów i zmiany rodzaju pracy są ignorowane. Sterownik silnika jest elektronicznym regulatorem prędkości i momentu z pętlą sprzężenia zwrotnego. Napięcie odpowiadające zadanej prędkości obrotowej jest w scalonym regulatorze porównywane z napięciem wynikającym z obserwacji obrotów osi silnika. Po przekroczeniu zadanych wartości obrotów i momentu następuje zatrzymanie urządzenia.



Rodzaj ćwiczeń wykonywanych na urządzeniu PASTER

- ćwiczenia pasywne (bierne):
urządzenie wprawia w ruch kończyny bezwładnie spoczywające na uchwytach. Prędkość ruchu, kierunek ruchu i wielkość maksymalnych sił na uchwytach ustala ćwiczący lub prowadzący ćwiczenia.
- ćwiczenia aktywne (czynne):
 - przy wybranej prędkości ćwiczący stara się jakby przyspieszyć ruch uchwytów. Nacisk na uchwyty i czas ćwiczenia ustala ćwiczący,
 - przy wybranej prędkości ćwiczący stara się hamować ruch uchwytów. Wielkość oporów, którą ćwiczący pokonuje jest miarą jego wydolności,
 - przy wyłączonym urządzeniu ćwiczący wprawia w ruch uchwyty, pokonując opory ruchu urządzenia. Prędkość i czas ćwiczeń ustala ćwiczący,
 - ćwiczenia z wykorzystaniem programu „antyspastycznego”:
praca urządzenia z zastosowaniem tego programu polega na tym, że w przypadku zablokowania ruchu uchwytów w skutek skurczów mięśni ćwiczącego, urządzenie wyłącza się. Po kilku sekundach następuje samoczynne włączenie ruchu urządzenia, lecz w kierunku przeciwnym. Ponowne zablokowanie urządzenia powoduje jego zatrzymanie.
 - ćwiczenia ze stabilizatorami nóg lub rąk:
w przypadku, gdy ćwiczący nie jest w stanie utrzymać prawidłowej pozycji nóg lub rąk na uchwytach (pedałach) możliwe jest zastosowanie stabilizatorów przedstawionych poniżej.

Ćwiczenia z urządzeniem PASTER wykonuje się w celu:

- utrzymywania i poprawy ruchomości stawów kończyn,
- poprawy ukrwienia kończyn - poprawy krążenia tętniczego, żylnego i limfatycznego,
- poprawy sprawności układu krążenia i układu oddechowego,
- zapobiegania zanikom mięśniowym,
- zapobiegania przykurczom w stawach kończyn,
- zmniejszania przykurczy w stawach kończyn,
- zapobiegania zakrzepom tętniczym i żylnym,
- zwiększenia sprawności mięśni kończyn.

Ćwiczenia wykonywane przy pomocy urządzenia PASTER są zalecane w przypadkach bardzo wielu schorzeń o różnorodnych podłożach, np.: neurologicznym, ortopedycznym, reumatoidalnym i innych, a także po zabiegach chirurgicznych, oraz dla osób starszych. Urządzenie może być

wykorzystywane wszędzie tam, gdzie trzeba “dostarczyć ruchu kończynom” w celach leczniczych lub rehabilitacyjnych: w szpitalach, ośrodkach rehabilitacyjnych i przychodniach dla niepełnosprawnych, sanatoriach, w zakładach pracy chronionej, w mieszkaniach prywatnych. Efektem dodatkowym może być też pobudzenie sprawności układu wydalania oraz poprawa samopoczucia ćwiczącego.

Bezprzewodowa, asynchroniczna transmisja danych pomiędzy wieloma węzłami systemu oparta o wykorzystanie grupy pikosieci standardu Bluetooth na przykładzie zastosowania w systemie rehabilitacji kardiologicznej PELETON Plus

Adam Curyło, Andrzej Michnik, Paweł Kowalski, Jacek Brandt
Instytut Techniki i Aparatury Medycznej, 41-800 Zabrze ul. Roosevelta 118
e-mail: adamc@itam.zabrze.pl

Streszczenie:

W przypadku często spotykanych urządzeń i systemów posiadających wiele odseparowanych od siebie podukładów, wymiana informacji między nimi wiązała się z korzystaniem z plątaniny różnego rodzaju kabli transmisyjnych, utrudniających ich współdziałanie i wchodzących w niechciane interakcje z pacjentami oraz obsługą. Przykładem takim jest wielostanowiskowy system do grupowej rehabilitacji kardiologicznej który wymaga jednoczesnego komunikowania się centralnego komputera sterującego z wieloma urządzeniami takimi jak zadajniki wysiłku, urządzenia rejestrujące EKG i mierniki ciśnienia. Z tego względu zdecydowano, że w konstrukcji nowo projektowanego systemu PELETON Plus zostanie wykorzystana transmisja bezprzewodowa.

Do bezprzewodowej transmisji danych postanowiono wykorzystać popularny i tani standard komunikacji Bluetooth [1]. Urządzenia w tym standardzie działają w małych sieciach liczących osiem węzłów zwanych pikosieciami. Jeden z węzłów „master” organizuje przesył danych w całej mikro sieci, pozostałe siedem węzłów typu „slave” przeprowadza wymianę informacji tylko z węzłem „master”. Pojedyncza pikosieć nie jest w stanie obsłużyć rozbudowanego systemu takiego jak PELETON gdyż może on liczyć do kilkudziesięciu węzłów transmisyjnych.

Standard Bluetooth umożliwia jednocześnie używanie w jednym obszarze wielu pikosieci. W systemie PELETON Plus rozbudowanym do ośmiu stanowisk do komunikacji ze wszystkimi urządzeniami potrzeba trzech niezależnych, pikosieci które łączy jeden wspólny węzeł „master” - centralny komputer sterujący. W tak rozbudowanym systemie trzeba się liczyć z występowaniem wzajemnych przypadkowych zakłóceń transmisji, których wyeliminowanie będzie konieczne dla nieprzerwanego działania monitorowania.

Celem pracy było zaprojektowanie i sprawdzenie procedur asynchronicznej wymiany danych w grupie pikosieci, z mechanizmami dowolnego dołączania i odłączania węzłów sieci.

Słowa kluczowe: Bluetooth, bezprzewodowe sieci lokalne, rehabilitacja kardiologiczna

1. Wprowadzenie

1.1 Charakterystyka systemu PELETON Plus

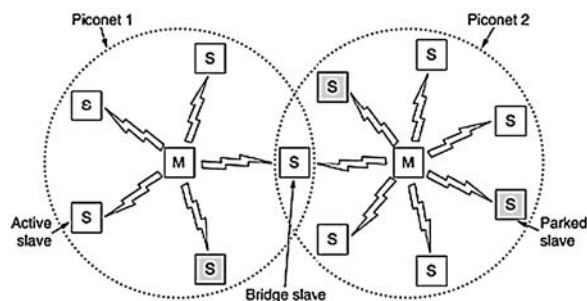
System PELETON Plus służy do prowadzenia wielostanowiskowej rehabilitacji kardiologicznej, w trakcie której wielu pacjentów jednocześnie wykonuje ćwiczenia wysiłkowe o zróżnicowanym pod względem intensywności i czasu trwania dla każdego z nich charakterze. W trakcie rehabilitacji monitorowane jest EKG, ciśnienie tętnicze pacjenta i przebieg treningu, a otrzymane dane zapisywane do bazy danych pacjenta celem późniejszego porównania z ćwiczeniami poprzednimi i oceny przebiegu rehabilitacji.

Zadawaniem obciążenia w systemie PELETON Plus zajmują się cykloergometry typu ERM-200 i bieżnie typu ERT-100. Cykloergometr obciąża pacjenta mocą zadaną przez system, regulowaną autonomicznie przez ergometr niezależnie od prędkości wykonywanych przez pacjenta obrotów. Ergometr może również przeprowadzić pomiar ciśnienia wbudowanym w niego miernikiem, a także wydawać polecenia pacjentowi odnośnie tempa ćwiczenia i przekazywać informacje o jego wykonywaniu do centrali systemu. Cykloergometr może autonomicznie lub jako zadajnik systemu prowadzić automatyczną stabilizację częstości akcji serca. Również bieżnia może autonomicznie i jako zadajnik obciążenia systemu prowadzić stabilizację częstości akcji serca. Zadawanie wysiłku odbywa się w bieżni przez zmianę prędkości i nachylenia chodnika przesyłanych do niej z systemu PELETON Plus. Bieżnia ERT-100 posiada unikalną możliwość realizacji testu marszowego w którym prędkość chodnika automatycznie dostosowuje się do tempa chodu pacjenta, a system monitoruje tylko tempo ruchu i pokonywaną odległość, zadając profil pokonywanego terenu (wzniesienia).

1.2 Architektura systemu Bluetooth

Podstawową jednostką technologii Bluetooth jest pikosieć (ang. piconet), która zawiera węzeł typu „master” oraz maksymalnie 7 węzłów typu „slave”. Wiele pikosieci może istnieć w jednym pomieszczeniu, a nawet mogą być ze sobą połączone przy pomocy węzła typu bridge, jak pokazano na rysunku nr 1.

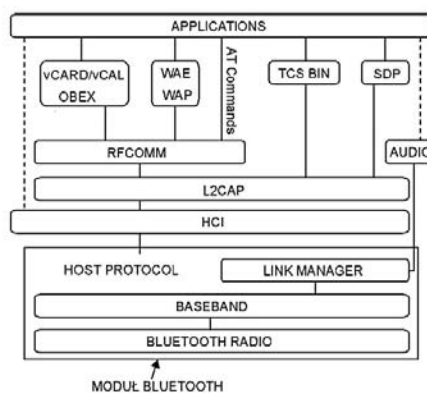
Połączone ze sobą pikosieci określa się mianem scatternet. Dodatkowo, oprócz siedmiu węzłów typu „slave”, w jednej pikosieci może pracować do 255 węzłów, pozostających w stanie synchronizacji z urządzeniem typu „master” (jest to tzw. tryb wyczekiwania i niskiego poboru mocy, czyli parkowania). Przy czym komunikacja z zaparkowanym urządzeniem nie jest możliwa.



Rys. 1. Struktura pikosieci w standardzie Bluetooth

1.2 Struktura warstw w systemie Bluetooth

W standardzie Bluetooth, oprócz komunikacji radiowej, zdefiniowany jest również protokół komunikacyjny, który składa się z odpowiednich warstw logicznych. Warstwy te mogą być odpowiednio implementowane w oprogramowaniu urządzeń komunikujących się przez moduły Bluetooth, co w zależności od potrzeb może pozwolić aplikacjom na znalezienie w okolicy innych urządzeń Bluetooth, sprawdzenie jakie usługi mogą one zaoferować i oczywiście skorzystanie z nich. Na rysunku nr 2 została przedstawiona struktura warstw transmisyjnych Bluetooth..



Rys. 2. Warstwy transmisyjne Bluetooth

Przedstawiona powyżej struktura warstw transmisyjnych Bluetooth jest swoistym przewodnikiem, jak aplikacje mogą wykorzystywać moduł Bluetooth. Widać w nim wyraźny podział na warstwę logiczną (programową) oraz fizyczną (sprzętową). Za konfigurację połączenia, realizację ustawień sprzętowych oraz sprawdzenie autentyczności odpowiedzialny jest moduł Link Manager. Odnajduje on inne jednostki LM i komunikuje się z nimi za pomocą protokołu LMP. HCI (Host Controller Interface) to warstwa sterująca, obsługująca zarządzanie fizycznymi parametrami połączenia. L2CAP (Logical Link Control and Adaptation Layer Protocol) pełni rolę warstwy usługowej i multipleksującej warstwy komunikacyjne. RFCOMM to warstwa transportowa, emulująca łącze szeregowe RS232.

2. Oprogramowania stanowiska centralnego systemu oraz opis warstw komunikacji Bluetooth między urządzeniami a stanowiskiem centralnym w systemie PELETON Plus

Oprogramowanie stanowiska centralnego systemu PELETON Plus (PC) zostało zaprojektowane w języku C++ [3], na platformę „X-Window” systemu Linux. Do obsługi urządzeń Bluetooth użyto rozbudowanego API (Application Programming Interface) organizacji BlueZ [2], które umożliwia obsługę standardu Bluetooth na dowolnym poziomie warstwy logicznej (programowej). Komunikacja między PC a urządzeniami odbywa się za pośrednictwem 2 lub 3 adapterów USB-Bluetooth (Bluetooth USB dongle). Każde stanowisko treningowe (rehabilitacyjne) systemu jest wyposażone w zadajnik obciążenia (cykloergometr ERM-200) i moduł wejściowy EKG. Biorąc pod uwagę fakt, że za pomocą jednego adaptera USB-Bluetooth, można utworzyć tylko jedną pikosieć obsługującą maksymalnie 7 aktywnych połączeń, to przy ośmiu stanowiskach treningowych (16 modułów Bluetooth), konieczne jest użycie aż trzech adapterów USB-Bluetooth (węzłów „master”).

Transmisja między PC a wejściówkami EKG odbywa się z pośrednictwem logicznej warstwy RFCOMM, emulującej obsługę wirtualnego portu szeregowego RS232. W tej transmisji dane z wejściówki do PC napływają w sposób ciągły, gdyż w każdej sekundzie wejściówka gromadzi w buforach 2*1000 próbek EKG (próbki 1000 Hz z dwóch kanałów EKG). Próbkę z wejściówki transmitowane są w paczkach 140 bajtowych z prędkością 230400 b/sek. Aby zapewnić płynność wyświetlania przebiegu EKG w jednostce czasu, zastosowano mechanizmy buforowania FIFO (First In First Out) po stronie wejściówki jak też aplikacji sterującej PC. Transmisja między PC a zadajnikiem wysiłku odbywa się za pośrednictwem warstwy logicznej L2CAP. Obsługiwana jest w sposób cykliczny (interwał 1-sekundowy) z użyciem schematu rozkaz-odpowieź.

3. Modelowanie wielowątkowej struktury obsługi standardu Bluetooth w systemie PELETON PLUS

W standardzie Bluetooth istnieje wiele czynników, które mogą spowodować zerwanie lub czasowe zawieszenie płynności transmisji między węzłami pikosieci. Są to między innymi słaby poziom sygnału radiowego wynikający z m.in. nadmiernej odległości między węzłami (w klasie II maksymalnie 25 m w otwartym terenie), lub zakłócenia propagacji sygnału radiowego spowodowane przez przedmioty lub ludzi znajdujące się między parą master-slave, jak również obecność w otoczeniu innych sieci Bluetooth lub WIFI. Łatwo sobie wyobrazić, że w komunikacji zorganizowanej synchronicznie lub jednowątkowo, zakłócenia komunikacji między pojedynczą parą master-slave, spowodują czasowe przestoje w komunikacji z pozostałymi węzłami sieci. W celu eliminacji tych przestojów zastosowano model asynchronicznej wymiany danych między PC a urządzeniami. W modelu wykorzystano mechanizmy wielowątkowości aplikacji dostępne w systemie Linux [6]. W praktyce jednak okazało się, że nie wszystkie elementy obsługi standardu Bluetooth mogą być obsługiwane w sposób asynchroniczny, gdyż zestaw poleceń sterujących, realizowanych za pośrednictwem logicznej warstwy HCI [5], wymaga otwarcia i zamknięcia mastera (adaptera USB-Bluetooth). Przy czym jednoczesne otwarcie więcej niż jednego adaptera nie jest możliwe. Dlatego wszystkie operacje, które wymagają użycia poleceń HCI wymagają synchronizacji rozkazów i wykonania działań wg schematu:

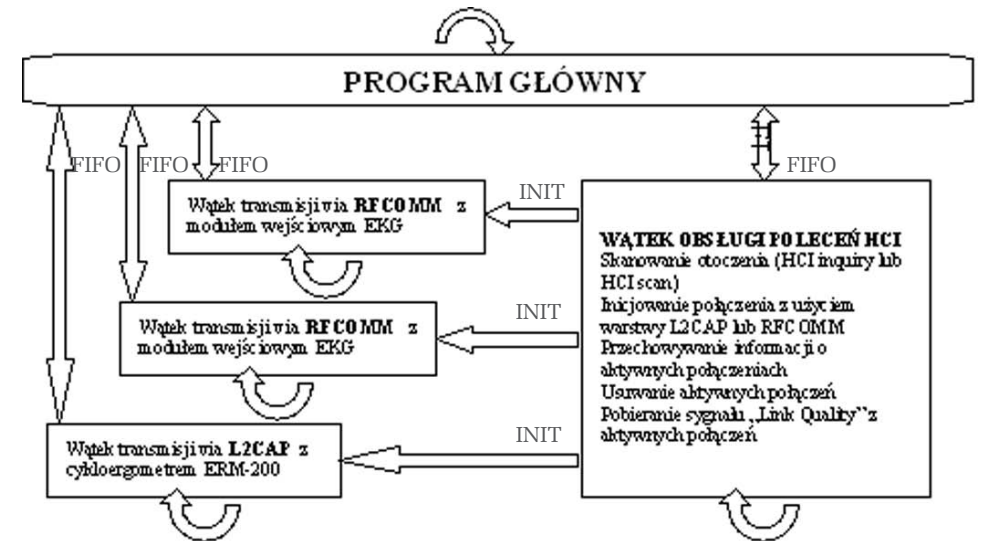
```
int dev_id = hci_get_route(&bdaddr);    // wybór 1,2 lub 3 „mastera”
if (dev_id < 0)
    error(“hci: device is not available”);
int dd = hci_open_dev(dev_id);        // otwarcie „mastera”
if (dd < 0)
    error(“hci: device open failed”);
.....

//Zestaw dowolnych poleceń
HCI
hci_close_dev(dd);

//Zamknięcie „mastera”
```

W powyższym, uproszczonym kodzie funkcja `hci_get_route(&bdaddr)` decyduje, który adapter USB-Bluetooth, zostanie użyty do wykonania polecenia HCI, w tym poleceń tworzących aktywne połączenia via RFCOMM lub L2CAP.

Parametrem tego polecenia jest wskaźnik do adresu `Bdaddr` [1,2] (Bluetooth device address) dostępnego w systemie adaptera USB-Bluetooth.



Rys. 3. Model wielowątkowej struktury transmisji Bluetooth

Na rysunku 3 przedstawiono uproszczony schemat blokowy obrazujący inicjację i obsługę transmisji trzech par master-slave (Obsługa kolejnych połączeń odbywa się w sposób analogiczny do przedstawionych na rysunku. W związku z tym nie ma konieczności obrazowania wszystkich szesnastu połączeń, gdyż mogłoby to radykalnie pogorszyć czytelność schematu). Jak widać na schemacie, wszystkie rozkazy wymagające użycia poleceń HCI, oraz inicjacji warstw logicznych RFCOMM lub L2CAP, obsługiwane są w wątku poleceń HCI. Natomiast bezpośrednia komunikacja z aktywnymi (połączonymi) węzłami „slave” nie wymaga już pośrednictwa tego bloku programowego. Przed utworzeniem nowego połączenia, wątek HCI sprawdza ile jest dostępnych wolnych węzłów „slave” w ramach pikosieci i decyduje, czy podłączyć kolejne urządzenie do 1,2 czy 3 pikosieci w zależności od wolnych zasobów każdej z nich. Oprócz głównych zadań, związanych z obsługą wielu pikosieci i inicjowaniem połączenia, wątek HCI z każdego aktywnego połączenia pobiera cyklicznie sygnał „Link Quality”, który świadczy o jakości połączenia (sygnału radiowego) między dowolną parą master-slave. Pobranie sygnału „Link Quality” wymaga użycia procedur sprawdzających aktywność połączenia między parą master-slave, dzięki temu jest doskonałym sposobem na monitorowanie, czy poszczególne połączenia nie zostały zerwane.

4. Podsumowanie

Opisana wyżej metoda umożliwia zastosowanie standardu Bluetooth w systemach komputerowych, wymagających płynnej komunikacji z wieloma urządzeniami jednocześnie. Przeprowadzone badania użytkowe systemu PELETON Plus wykazały, iż jednoczesna komunikacja Bluetooth z ośmioma modułami wejściowymi EKG i ośmioma cykloergometrami ERM-200 przebiegała płynnie i bezproblemowo.

5. Literatura

- [1] Bluetooth Special Interest Group, Specification of the Bluetooth System, wersja 1.1, tomy 1. i 2., <http://www.bluetooth.com>, luty 2001
- [2] (BLUEZ) Official Linux Protocol Stack, <http://www.bluez.org/>
- [3] GCC, the GNU Compiler Collection, <http://gcc.gnu.org/>
- [4] Linux - related documents, <http://www.faqs.org/docs/>
- [5] Miller B. A., Bisdikian C. Uwolnij się od kabli - Bluetooth. Helion 2003
- [6] The Linux Kernel Archives, <http://www.kernel.org/>

„Bioniczny hexapod w transporcie osób niepełnosprawnych”

Justyna Zdziarek¹⁾, Wojciech Jopek¹⁾, Krzysztof Krzysztoforski²⁾

1) Międzywydziałowe Koło Naukowe Biomechaników, Politechnika Wrocławska

2) Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej,

Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska;

wojciech.jopek@student.pwr.wroc.pl

Abstrakt:

W skutek wypadków wiele osób ma problemy z lokomocją. Najtrudniej poruszać się ON po nierównych, niegładkich i pochyłych powierzchniach. Autorzy proponują bionicznego robota kroczącego, który umożliwiłby poruszanie się ON po nierównych powierzchniach. Dawałby on możliwość na choćby szczątkową turystykę górską lub inną formę spędzania wolnego czasu poza granicami miasta.

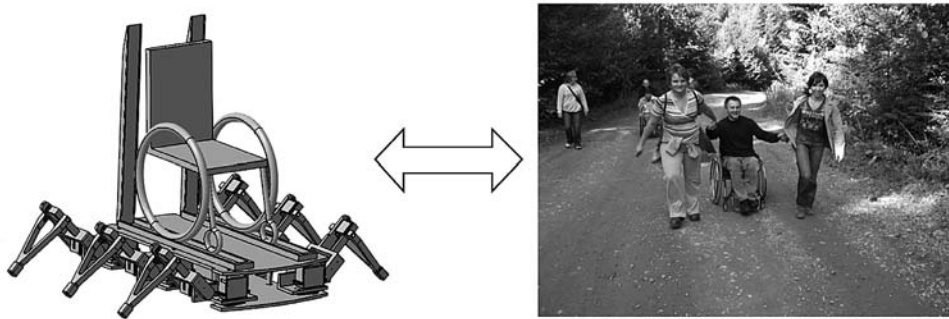
1 Wstęp

We współczesnym świecie nieustannie dochodzi do wielu wypadków, które powodują trwałe uszkodzenia ciała. Doprowadzają one do utraty zdolności ruchowych człowieka. Większość z tych urazów zaburza lokomocję [1]. Pomimo nieodwracalnych zmian jakie zaszły w życiu tych ludzi, chcą oni nadal uczestniczyć aktywnie w życiu społecznym. Napotykają przy tym na wiele utrudnień związanych z przeszkodami architektonicznymi oraz niemożliwością aktywnej rekreacji. Wychodząc tym problemom naprzeciw ludzie konstruują coraz nowsze środki transportu ON (osób niepełnosprawnych). Najpopularniejszą formą transportu jest oczywiście wózek inwalidzki. Jego konstrukcja zawiera jednak wiele wad. Główne problemy związane są z pokonywaniem nierówności terenu. W naturze nie występują płaskie i równe powierzchnie, po których wózek mógłby się swobodnie poruszać. Dlatego podjęto próbę skonstruowania bionicznego środka transportu, który lepiej radziłby sobie z naturalnie występującymi przeszkodami. Umożliwiłby on aktywne spędzanie czasu w terenie i pokonywanie codziennych barier architektonicznych.

2 Motywacja

Osoby niepełnosprawne mają problemy z pokonywaniem różnego rodzaju stopni, schodów, kamienistych i piaszczystych podłoży, zwłaszcza jeśli znajdują się one na pochyleniach terenu. Bionika natomiast już niejednokrotnie podpowiadała konstruktorom, jakie będzie bardziej optymalne rozwiązanie ich

problemu [3]. Rozwiązania zaczerpnięte z natury często okazują się proste, skuteczne i niedostrzegane przez ludzi, a dotychczasowe stosowane wydają się być mało efektywne. W świecie przyrody nie ma żadnego stworzenia poruszającego się na kołach, podobnie jak nie ma płaskich, jednorodnych, twardych i równych powierzchni, na które koła wózków zostały zaprojektowane.

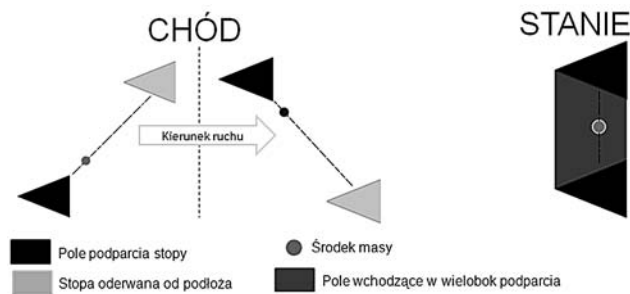


Rys. 1. Model robota i jego zastosowanie w nierównym terenie.

Próbując więc zaprojektować bioniczny środek transportu dla ON autorzy zaproponowali robota kroczonego [Rys. 1].

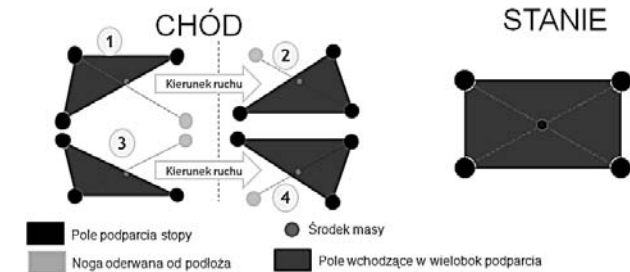
3 Stabilność robota

Pokonywanie przeszkód terenowych jest dużo łatwiejsze i szybsze na nogach niż na kołach. Pytaniem zasadniczym jest ile nóg powinien posiadać robot kroczący transportujący ON. W naturze jest preferowana płaszczyznowa symetria ciała, dlatego ilość nóg powinna być parzysta. Dwie nogi, czyli naturalny sposób poruszania się człowieka, nie gwarantują stabilności dynamicznej. Chód człowieka jest procesem, nieustannego wychylania się z pozycji statycznej równowagi, ponieważ rzut środka masy przesuwa się poza wielobok podparcia [Rys. 2].



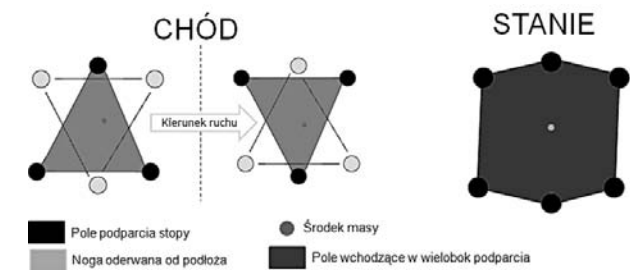
Rys. 2. Wieloboki podparcia dla dwóch kończyn.

Podobna sytuacja ma miejsce u zwierząt czteronożnych [Rys. 3]. Rzut środka masy jest bardzo blisko granicy wieloboku podparcia i zaburzenie rozkładu masy pojazdu wraz z pasażerem, lub poruszanie się po pochyłości mogłoby spowodować przewrócenie się robota.



Rys. 3. Wieloboki podparcia dla czterech kończyn.

Rozwiązanie ośmionożne gwarantuje tą stabilność, ale redundancja kończyn jest tutaj rzeczą niekorzystną. Powoduje ona problemy ze sterowaniem dużą ilością stopni swobody w tym samym czasie. Zwiększa ona ponadto masę oraz ilość elementów konstrukcji. Optymalnym rozwiązaniem wydaje się zatem robot posiadający sześć nóg. Gwarantuje on stabilność dynamiczną przy minimalnej ilości elementów [Rys. 4].

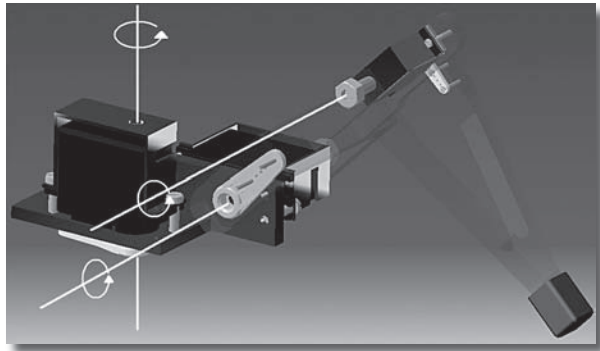


Rys. 4. Wieloboki podparcia dla sześciu kończyn.

Problem stateczności pojazdu dla ON jest szczególnie ważny, ponieważ gdyby doszło do przewrócenia się pojazdu jego użytkownik miałby bardzo duże problemy ponownym ustawieniem pojazdu we właściwej pozycji i kontynuowaniem peregrynacji.

4 Model Robota

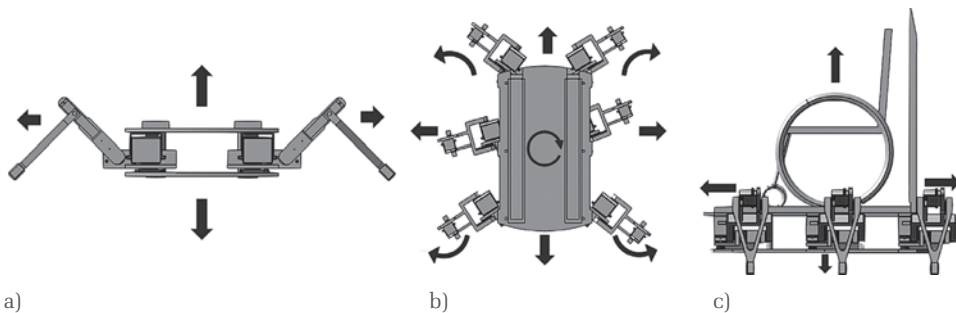
W robocie zastosowano 18 stopni swobody, po 3 na każdą nogę. Robot waży około 1,5 kg i ma udźwig 1 kg. Wykorzystano w nim serwonapędy modelarskie. Do sterowania użyto jako jednostkę centralną mikrokontroler ARM AT91SAM7S256 oraz jednostki poboczne AVR ATmega 16.



Rys. 5. Model nogi robota z zaznaczonymi osiami obrotu

Wokół dwóch równoległych do siebie osi odbywa się ruch pozwalający na zmianę wysokości punktu zaczepienia nogi w stosunku do korpusu oraz zmianę wysokości korpusu w stosunku do podłoża. Trzecia oś pozwala na obrót nogi robota w płaszczyźnie poziomej oraz w rezultacie na jego ruch [Rys. 5].

Zastosowana kinematyka umożliwi robotowi ruch w płaszczyźnie poziomej w dowolnym kierunku, oraz po łukach. W płaszczyznach pionowych natomiast na dużą dowolność usytuowania platformy w stosunku do podłoża. Praktycznie dowolna trajektoria ruchu robota na płaszczyźnie zapewnia mu również dużą manewrowość [Rys. 6].



Rys. 6. Możliwości ruchowe Heksapoda: a) w płaszczyźnie czołowej, b) w płaszczyźnie osiowej, c) w płaszczyźnie strzałkowej

Ponadto model robota posiada podjazdy dla wózka, nachylone pod kątem 15° do podłoża, po których bez problemu osoba niepełnosprawna może wjechać na platformę robota.

8 Podsumowanie

Prezentowany projekt ma na razie charakter studyjny, ponieważ należy sprawdzić słuszność doboru kinematyki i algorytmy sterowania dla modelu fizycznego. Jako pierwszy etap testowanie zaproponowanego rozwiązania zaplanowano wykonanie modelu fizycznego w pomniejszonej skali. Cały czas trwają prace nad systemem poziomowania platformy robota podczas poruszania się po pochyłościach. Ciągłe utrzymywanie platformy w poziomie, niezależnie od pochyłości podłoża, będzie znacznie zwiększać komfort osobie korzystającej z proponowanego urządzenia, oraz znacznie zwiększać stateczność pojazdu. Opracowywany system poziomowania platformy opiera się o dwa czujniki przyspieszeń, które mierzą przechylenie platformy na pochyłościach, a opracowywany algorytm będzie doprowadzał platformę do poziomu. Podstawą matematyczną algorytmu jest zagadnienie odwrotne kinematyki dla mechanizmów o łańcuchach równoległych. W następnej kolejności planowana jest praca nad systemem planowania trajektorii przy pokonywaniu przeszkód, aby ułatwić użytkownikowi kontrolę nad pojazdem.

9 Literatura:

- [1] Będziński R.: Biomechanika Inżynierska. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997
- [2] A. Morecki, J. Knapczyk: Teoria mechanizmów i manipulatorów, WNT, 2001
- [3] Morecki A., Ekiel J., Fidelus K.: Bionika ruchu. PWN Warszawa, 1971

