



www.medicalroboticsreports.com

- Stanowisko do rehabilitacji stawu kolanowego
- Proprioceptive hand rehabilitation system with progress measurement
- Robot chirurgiczny Robin Heart Tele – następca RobinHeart mc²
- Robin Heart INCITE – wprowadzenie sprzężenia siłowego dla telemanipulatora chirurgicznego



Official Journal of ISMR

International Society
for Medical Robotics



RobinHeart
TELE
MEDICAL ROBOTS

The Foundation of Cardiac Surgery Development in Memorial of Zbigniew Religa

The Foundation was established in 1991 and its' main goal has been to support the development of Polish cardiac surgery as well as to introduce into clinical usage modern technologies of heart treatment, including introduction of first Polish mechanical heart assist prosthesis. For this purpose, Foundation, in its own Heart Prosthesis Institute created in 1993, consistently conducts research and development works related to the Polish artificial heart, biological heart valve, cardiac surgery robot and quite recently biotechnologies in heart prosthesis development. Institute's laboratory area is about 1100 m² and the researches are carried out by highly qualified personnel (presently there are about 50 employees), including scientists, engineers and technicians of different fields.

Institute's researches are performed in four main laboratories:

- **Artificial Heart Laboratory**, focusing on basic, practical and implementation researches on extracorporeal heart assist devices and heart prostheses, clinical investigation on heart prostheses experimental application, hospitals staff's trainings in the field of mechanical heart assistance usage and new technology in extracorporeal heart and lung support,
- **Biological Heart Valve Laboratory**, focusing on researches on construction and technology of biological heart valve prostheses development and production, researches on biological tissue preservation technology, experimental clinical investigations on new developed heart valves and tissue products,
- **Biocybernetics Laboratory**, focusing on cardiac surgery robotic development, mathematical modelling for cardiac and vascular surgery support, basic researches on various theoretical subjects concerning the artificial heart, heart valve prostheses' laboratory tests and equipment,
- **Biotechnology Laboratory** focusing on researches on cells culturing technology in relation with heart muscle cells treatment, researches on technologies of cells and tissue culturing in relation with in vitro biological heart components growing.

The Foundation's activities involving funds acquisition, research and development works and training comply with **ISO 9001:2008 Quality Management System**.

The Foundation has obtained the status of **Centre of Excellence of New Technologies of Heart Diseases Treatment "Procordis"**.

The Foundation has been appointed as the coordinator of **the Polish Artificial Heart Program for 2007-2012** set forth by the Resolution of the Polish Council of Ministers and the main contractor of all construction works in a strategic project run under the Program.

www.frk.pl



Invocation

Statistically we live longer, and a lot more comfortable than our parents and grandparents. If we do not make any mistakes our children will be able to say the same. But, will it always be like that? Can we influence the fate of mankind, wisely guiding the development of civilization, so that we and everyone else are happy...

Man should live longer in happiness and joyfulness. And medical technologies are meant to fulfill all our freedoms.

Americans have calculated that 12 million misdiagnoses occur each year – and this is happening in the best equipped and richest health care system in the world. Mistaken diagnoses of course influence erroneous subsequent decisions and therapeutic actions. Apparently, even a quarter of a million people in this country (and Americans are the only who collect and process this data) die faster because they went to the doctor. Unfortunately, mistakes are included in medical science and it is our duty to raise standards, so that the probability of mistake or damage to the patient is minimal, following our growing knowledge, experience and always good will. In the Newtonian era it was discovered that a man is a machine. Similarly to outer space. Nowadays, the man is primarily **information**. In one single year we add about 1 Terabyte to this set. Robots are machines controlled by human brain or man-made brain. By applying them to medical practice, we have the unusual opportunity to provide these new tools with much more information about a patient than only gathered in a traditional patient interview or examination performed by a doctor. Robots are able to analyse a complete collection of data swiftly and even online, during treatment, modify analytical conclusions and make appropriate decisions. Large, small or completely tiny robots have the ability of an intervention into patient's body which is inaccessible to man. Simple calculations indicate that we are unable to cope with home or convalescent care obligations, increase the effectiveness of emergency or less invasive surgery without the involvement of new technologies such as medical robots.

Due to demographic trends, an important advantage of using robots is the reduction in employment requirements – both in terms of numbers (e.g. one specialist can treat many patients simultaneously) as well as skills or education (counselling programs – robot software – allow for the highest standards and add competence).

It is worth doing everything what is in our power to raise medical standards, because it is life and quality of existence, maybe yours, mine and maybe theirs? It is worth relying on medical robots in order to be able to use effectively the knowledge accumulated over the years around the world, to treat everyone equally well and not to worry that there is not enough number of doctors and nurses.

Robots must be considered as a part of the future of the human, which will enable to make the dreams of



freedom come true. Robots give strength to weaker, efficiency where people lack it, and relief from dangerous or tedious work. They are a chance for many to live longer, happier and fitter.

The robotic march moves increasingly towards medicine. To help. Because of its inability to meet growing expectations and needs...

Dear Reader,

In the latest issue of our magazine you will find articles on orthopedics, physical rehabilitation and surgery. This is certainly an adequate overview of Poland's activities in the field of medical robotics.

Poland is a country where robots are rarely used. There are only 28 robots for every 10 thousand workres here. It is over twice lower than corresponding world average. There are three da Vinci robots in Poland. However, they do not even work at full speed. All recent government documents point out that the key to modern economies is the increase in productivity. Nothing will contribute to this better than just robotization. Income will be reached for us by robots. Only 1795 out of a quarter of a million robots shipped last year in the world ended up in our country.

Poland can, and should be a manufacturer of medical robots. Moreover, we have great intellectual resources, thousands of excellent graduates of all engineering faculties and physicians ready to implement innovation. There is no reason to doubt that we can be a country that de-

livers innovation and produces robots. Perhaps today the market success will be achieved by Robin Heart PortVisionAble, which is going to be implemented this year, or maybe in few years' time surgery robot Robin Heart Tele. Or maybe it will be a physical rehabilitation or diagnostic robot? I am sure that whatever a Polish robot might be it will become a global brand soon. Some of the evidence can be found by reading the MrR articles or by visiting us at conferences or meetings organized by the International Society for Medical Robots. We have been working on it for years now! Please pay attention to our Academy, during which we consider in a multidisciplinary group everything that can influence making of a good and sought after medical robot. In this issue we have paid our attention to the report on data security and new material technologies.

Composite Gentlemen Engineers! Pay attention to them!

Let us return to inspiration.

It is worth fighting for higher standards in hospitals.

The Institute of Public Health of the Jagiellonian University estimates that in Poland 7 to 23 thousand people die from medical errors every year. 370,000 are permanently mutilated. In the United States every year 100 thousand die due to medical mistakes, which is the fifth cause of death. Another 200 thousand becomes crippled (Harvard School of Public Health report).

It is also worth taking care of patients at home. Robots which are currently being produced help mainly with the housework. However, nursing robots have to face not only the handicap but, above all, many illnesses of the people under their care.

According to the Social Robots report (kpmg.com 2016) there will be 35 million personal service robots in the 2015-2018 period, and around 1.5 million of them will meet the features of social robots. They will be more and more popular – for example, the Japanese have bought 7,000 Pepper robots since 2015. Its smaller brother Neo is already being tested in 300 hospitals – it teaches, helps, entertains.

Robots will visit the sick. Today, In Touch robots have already proven successful in 1500 hospitals around the world. Da Vinci surgical robots are already used to nearly 0.5 million operations a year. Most popular in urological and gynecological operations. The biggest application field of robots is currently physical rehabilitation. New standards are being developed.

By robotizing medical services, we can improve the efficiency of our healthcare system despite the growing number of people dependent on care and due to limited human resources available.

We are waiting for more Polish robots!

Zbigniew Nawrat

President ISMR,

Editor of Medical Robotics Reports

Zabrze, December, 2016

Inwokacja

Statystycznie żyjemy dłużej, praktycznie też wygodniej niż nasi rodzice i dziadkowie. Jak nie popełnimy błędów będą to samo mogły powiedzieć nasze dzieci. Ale czy tak będzie zawsze? Czy możemy wpłynąć na losy ludzkości mądrze kierując rozwojem cywilizacji tak byśmy wszyscy i każdy z osobna był szczęśliwy...

Człowiek powinien żyć dłużej w szczęściu i radości każdego dnia. A technologie medyczne są po to by realizować wszystkie nasze wolności.

Amerykanie obliczyli, że corocznie wydawanych jest 12 mln błędnych diagnoz – w najlepiej wyposażonej i najbogatszej służbie zdrowia na świecie. Błędne diagnozy oczywiście powodują błędne kolejne kroki decyzyjne i podejmowane działania terapeutyczne. Podobno nawet ćwierć miliona ludzi w tym kraju (a tylko oni to liczą) umiera szybciej, bo poszło do lekarza. Niestety błędy wpisane są w sztukę medyczną – naszym obowiązkiem jest podnosić standardy, by szans na wystąpienie błędu czyli szkody pacjenta było jak najmniej, zgodnie z naszą coraz większą wiedzą, doświadczeniem i zawsze dobrą wolą. W epoce newtonowskiej odkryto, że człowiek jest maszyną. Podobnie zresztą jak kosmos. W naszej epoce człowiek jest przede wszystkim **informacją**. W ciągu jednego roku dodajemy ok. 1 terabajta do tego zbioru. Roboty są maszynami sterowanymi przez mózg człowieka lub mózg wytworzony przez człowieka. Stosując je w medycynie mamy niezwykłą okazję udostępnić tym nowym narzędziom o wiele więcej informacji o pacjencie niż klasyczny wywiad czy badanie wykonywane przez lekarza. Roboty mogą szybciej przeanalizować cały zbiór informacji o pacjencie i jeszcze *on line* w trakcie terapii modyfikować wnioski analityczne oraz podejmować odpowiednie decyzje. Roboty duże, małe czy mikroroboty posiadają możliwości ingerencji w ciało pacjenta niedostępne człowiekowi. Proste kalkulacje wskazują, że nie jesteśmy w stanie podjąć obowiązku opieki domowej czy rehabilitacji, zwiększyć skuteczność akcji ratunkowych czy mniej inwazyjnej chirurgii bez udziału nowych technologii takich jak roboty medyczne.

W związku z zagrożeniami demograficznymi ważną zaletą stosowania robotów jest zmniejszenie wymagań dotyczących zatrudnienia – zarówno liczby (np. jeden specjalista może równocześnie rehabilitować wiele pacjentów) jak i zdolności czy wykształcenia (programy doradcze – oprogramowanie robota – pozwalają na wprowadzenie najwyższych standardów, dodają kompetencje).

Warto zrobić wszystko co w naszej mocy by podnosić standardy medyczne, bo to jest życie i jakość istnienia, być może Twoja, moja a może jego? Warto postawić na roboty medyczne, by móc korzystać sprawnie z wiedzy zgromadzonej przez lata na całym świecie, każdego leczyć równie doskonale i nie martwić się już, że lekarzy i pielęgniarek jest za mało.

Należy rozpatrywać **roboty** jako element przyszłości człowieka, który pozwoli zrealizować marzenia o wolno-

ści. Roboty dają siłę słabszym, sprawność tam gdzie jej brakuje ludziom, odciążają nas od prac niebezpiecznych czy nużących. Są szansą dla wielu na życie dłuższe, sprawniejsze, radośniejsze.

Marsz robotów podąża w stronę medycyny. Na ratunek. Z powodu jej niewydolności wobec rosnących oczekiwań i potrzeb...

Drogi Czytelniku,

Odnajdziesz w najnowszym wydaniu naszego czasopiśma artykuły dotyczące ortopedii, rehabilitacji oraz chirurgii. Na pewno jest to adekwatny dla Polski przegląd działań na polu robotyki medycznej.

Polska jest krajem, w którym nieczęsto korzysta się z robotów. Na każde 10 tys. pracowników przypada u nas tylko 28 robotów. To ponad dwukrotnie mniej niż wynosi światowa średnia. Robotów da Vinci mamy sztuk 3 ale nawet nie pracują na pełnych obrotach. Wszystkie ostatnie rządowe dokumenty, podkreślają, że kluczem do nowoczesnej gospodarki jest właśnie wzrost produktywności. Nic nie przyczyni się do tego lepiej niż właśnie robotyzacja. Dochód wypracują dla nas roboty. Z ćwierć miliarda sprzedanych robotów w zeszłym roku na świecie tylko 1795 trafiło do naszego kraju.

Polska może i powinna być producentem robotów medycznych. Mamy jednak świetne zasoby intelektualne, tysiące znakomitych absolwentów wszystkich kierunków inżynierskich i lekarzy gotowych na wdrażanie innowacji. Nie ma żadnego powodu by wątpić, że możemy być krajem dostarczającym innowacje i produkującym roboty. Może już dziś sukces rynkowy osiągnie wdrażany w tym roku robot toru wizyjnego Robin Heart PortVision-Able a może za kilka lat robot chirurgiczny Robin Heart Tele. A może będzie to robot rehabilitacyjny czy też diagnostyczny? Jestem pewny, że jaki by nie był to polski robot stanie się światową marką już wkrótce. Część dowodów znajdziesz Czytelniku oddając się lekturze kolejnych artykułów MrR czy odwiedzając nasze – organizowane przez International Society for Medical Robots – konferencje czy spotkania. Pracujemy nad tym już od lat! Proszę zwrócić uwagę na naszą Akademię – w czasie której rozważamy w multidyscyplinarnym gronie wszystko co może wpływać na zrobienie dobrego i poszukiwanego robota medycznego. W tym wydaniu umieściliśmy na naszych łamach raport dotyczący bezpieczeństwa danych oraz nowych technologii materiałowych. Kompozyty Pannowie Inżynierowie!

Powróćmy do inspiracji.

Warto walczyć o wyższe standardy w szpitalach.

Instytut Zdrowia Publicznego Uniwersytetu Jagiellońskiego szacuje, że każdego roku w Polsce umiera z powodu błędów lekarskich od 7 do 23 tysięcy osób. 370 tysięcy jest trwale okaleczanych. W USA co roku z powodu

pomyłek lekarskich umiera 100 tys. osób, to piąta przyczyna zgonów. Kolejne 200 tys. zostaje kalekami (raport Harvard School of Public Health).

Warto również zadbać o pacjentów w domu. Obecnie produkowane roboty domowe, usługowe, serwisowe pomagają w wykonywaniu prac domowych. Roboty opiekuńcze jednak muszą się zmierzyć nie tylko z niepełnosprawnością ale przede wszystkim z licznymi schorzeniami osób będących pod ich opieką.

Wg raportu Social Robots (kpmg.com 2016) robotów osobistych serwisowych będzie w latach 2015-2018 35 mln, a wśród nich ok. 1,5 mln będzie spełniało cechy robotów społecznych. Będą coraz popularniejsze – np. japończycy kupili od 2015 r. już 7 tys. robotów Pepper. Jego mniejszy brat Neo jest testowany już w 300 szpitalach – bawi, uczy, pomaga.

Roboty będą wizytować chorych. Już dzisiaj roboty firmy In Touch Robot sprawdziły się w 1500 szpitalach na całym świecie. Roboty chirurgiczne da Vinci stosowane są już do prawie 0,5 mln operacji rocznie. Najbardziej popularne w operacjach urologicznych i ginekologicznych. Największym polem aplikacji robotów jest obecnie rehabilitacja. Powstają nowe standardy wykonywanych usług.

Robotyzując usługi medyczne możemy zwiększyć sprawność systemu ochrony zdrowia pomimo rosnącej liczby potrzebujących i ograniczonych zasobów ludzkich.

Czekamy na kolejne polskie roboty!

Zbigniew Nawrat
Prezydent ISMR
Redaktor MrR
Zabrze, grudzień 2016

Medical Robotics Reports

Redakcja: ul. Wolności 345a, 41-800 Zabrze

Wydawca: Międzynarodowe Stowarzyszenie
na rzecz Robotyki Medycznej ISMR

Rada Naukowa: • Richard Satava, MD (Washington Medical University, USA) • prof. Mehran Anvari (McMaster University, Hamilton, Kanada) • prof. Kevin Warwick (Reading University, Anglia) • prof. Krzysztof Tchoń (Politechnika Wrocławska) • dr Piotr Sauer (Politechnika Poznańska) • dr Krzysztof Mianowski (Politechnika Warszawska) • prof. Leszek Podśędkowski (Politechnika Łódzka) • prof. med. Romuald Cichoń (Drezno, Wrocław, Warszawa) • prof. med. Andrzej Bochenek (Śląski Uniwersytet Medyczny, PAKS) • prof. Kaspar Althoefer (Kings College, London) • Sławomir Marecik, MD (UIC/Lutheran Hospital Chicago, USA)

Redaktor naczelny: dr hab. n. med. Zbigniew Nawrat

Dyrektor zarządzający: lek. Dominik Pawliński

DTP: Katarzyna Ciemny

Webmaster: lek. Aleksander Biesiada, www.medicalroboticsreports.com

Oktadka: autorem zdjęcia jest Mariusz Jakubowski

Druk: Drukarnia EDIT Sp. z o.o.

Redakcja zastrzega sobie prawo adiacji, skracania oraz zmiany tytułów nadesłanych materiałów. Opinie zawarte w artykułach wyrażają poglądy autorów i nie muszą być zgodne ze stanowiskiem Redakcji. Redakcja nie odpowiada za treść zamieszczonych reklam. Wszelkie prawa zastrzeżone.



BIOCYBERNETICS LABORATORY

The Professor ZbigniewReliga FOUNDATION OF CARDIAC SURGERY DEVELOPMENT

Surgical Robots

Robin Heart -Polish family of a surgical robots

Robin Heart UniSystem - a new generation of robotic surgical tools

Robin Heart Shell – haptic and remote control

MIMS simulation:
-Training Station
-Virtual Operating Room

Surgery Workshop and International Conference of Medical Robots

International scientific research projects

Deputy Research Director of Heart Prostheses Institute

ZbigniewNawrat PhD

phone.: +48 32/ 373-56-64
e-mail: nawrat@frk.pl

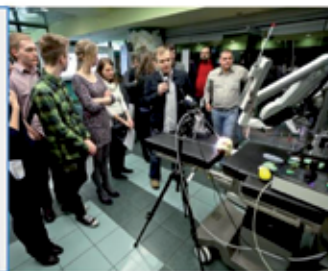
The Professor ZbigniewReliga Foundation of Cardiac Surgery Development (FCSD) was established in 1991 and its' main goal has been to support the development of Polish cardiac surgery and to introduce clinical usage of modern technologies for heart treatment, including introduction of first Polish mechanical heart assist prosthesis. For this purpose, the FCSD consistently conducts research and development works related to the Polish artificial heart, biological heart valve, cardiac surgery robot and quite recently biotechnologies in heart prosthesis development.

The Biocybernetics Laboratory is known as a research centre for **surgical robotics**. Polish family of a surgical robot named **Robin Heart**. Thanks to its modular structure, it can be adjusted for surgery of different types. Telemanipulator **Robin Heart Vision**, will replace a human assistant who usually holds the endoscope to enable the observation of the operative field of laparoscopic instruments. **Robin Heart UniSystem** is an innovative, **mechatronic tools** of considerable mobility, multi-functional and semi-automatic to reduce operative time and significantly enhance the capabilities of the operator and safety of the treatment. In close cooperation with doctors and medical students there has also been created a model of ergonomic **Robin Heart Shell** control console which can provide **haptic feedback** and remote control for **Telerobotic Surgery**.

Our **"3D Virtual Operating Room"** (based on EON's software) is presently used in three important training fields: as training stand for future surgeons, who can familiarize with Robin Heart robot, as a surgical procedures planning tool with "step by step" instruction of particular procedure and at last as a part of advisory program. Virtual reality technology is also used in process of new surgical tools design.

Annual conferences of **"Medical Robots"** and **"Surgical Workshops"**, are organized by FCSD. During the workshop's exercises it is possible to learn about the surgery, starting from the classic surgery up to the laparoscopic and robotic.

We hope that soon robots and semi-automatic surgical tools constructed by our Laboratory will be used in clinics and hospitals, helping surgeons and their patients.



The Biocybernetics Laboratory is a partner in several international research projects such as;

- **STIFF-FLOP** project grant (STIFFness controllable Flexible and Learn-able Manipulator for surgical Operation) from the European Communities Seventh Framework Programme focused on a new kind of robot designing bioinspired by octopus anatomy, coordinated by King's College London
- **JU ENIAC project INCITE** (Intelligent Catheters in Advances Systems for Interventions), is a research project focusing on the development of a technology platform that will enable advanced imaging, sensing (pressure, force, biomarker) and steering functions to be integrated into (sub)millimetre size in-body catheters and surgical instruments for emerging complex minimally invasive cardio-, neuro-, and peripheral vascular interventions, coordinated by Philips Electronics Nederland B.V.
- **eQSF** – A Quality Standards Framework for ICT In Learning. The aim of the project was to develop and test a Quality Standards Framework (eQSF) which supports well-founded pedagogies and evidence based on good practices for the use of existing and new technologies in education and training, coordinated by Fastrack Into Information Technology from Dublin.





SPIS TREŚCI:

STUDIUM PROJEKTOWE BIOMECHATRONICZNEGO APARATU WSPOMAGAJĄCEGO DRENAŻ LIMFATYCZNY KOŃCZYN DOLNYCH I GÓRNYCH	6
Piotr Prochor, Roman Trochimczuk	
BIOORTEZA ROBOTYCZNA JAKO SKUTECZNE URZĄDZENIE DIAGNOSTYCZNE I WSPOMAGAJĄCE REHABILITACJĘ	12
Maciej Wysocki, Robert Stachurski, Szymon Dzwonczyk	
STANOWISKO DO REHABILITACJI STAWU KOLANOWEGO	17
Tomasz Gołaszewski, Grzegorz Kamiński, Mateusz Krysiak, Krzysztof Mianowski	
PROPRIOCEPTIVE HAND REHABILITATION SYSTEM WITH PROGRESS MEASUREMENT	22
Marek Trączyński, Krzysztof Kozłowski, Piotr Sauer	
ROBOT CHIRURGICZNY ROBIN HEART TELE – NASTĘPCA ROBINHEART MC²	27
Zbigniew Nawrat, Łukasz Mucha, Krzysztof Lis, Krzysztof Lechrich, Kamil Rohr, Paweł Kostka	
ROBIN HEART INCITE – WPROWADZENIE SPRĘŻENIA SIŁOWEGO DLA TELEMANIPULATORA CHIRURGICZNEGO	34
Zbigniew Nawrat, Łukasz Mucha, Kamil Rohr, Krzysztof Lis, Krzysztof Lechrich, Dariusz Krawczyk, Péter Földes, János Radó, Csaba Dücső, Hunor Sántha, Gábor Szabéni, Péter Fürjes	
INTEGRACJA KONSOLI ROBIN STIFF FLOP Z ROBOTEM CHIRURGICZNYM ROBINHEART TELE	43
Dariusz Krawczyk, Piotr Kroczyk	
XIV KONFERENCJA ROBOTY MEDYCZNE 2016 – RAPORT 9 GRUDNIA 2016 – ZABRZE – FUNDACJA ROZWOJU KARDIOCHIRURGII	50
Zbigniew Nawrat	
UWZGLĘDNIANIE OCHRONY DANYCH W FAZIE PROJEKTOWANIA	54
Krzysztof Mystek	
LEKKIE ROBOTY MEDYCZNE – PRZEGLĄD MATERIAŁÓW I TECHNOLOGII DO ICH WYTWARZANIA	57
Andrzej Czulak, Karol Kozak	

PODZIĘKOWANIE

Redakcja składa serdeczne podziękowania za merytoryczny i honorowy wkład w przygotowanie tego wydania czasopisma osobom, które przyjęły na siebie trud recenzji przestanych do nas publikacji. Recenzantami Medical Robotics Reports wydanie 2016 byli wybitni specjaliści robotyki i wielu dziedzin techniki, materiałoznawstwa, biofizyki, medycyny m.in.: Romuald CICHON (Dresden, Warszawa), Jacek CIEŚLIK (Kraków), Sławomir GRZEGORCZYN (Zabrze), Józef KOZAK (Tubingen), Stanisław MITURA (Koszalin), Jerzy PACHOLEWICZ (Zabrze), Zbigniew PASZENDA (Gliwice), Andrzej ŚLĘZAK (Częstochowa).

Studium projektowe biomechatronicznego aparatu wspomagającego drenaż limfatyczny kończyn dolnych i górnych

The biomechatronic study of a device supporting the lymphatic drainage of lower and upper limbs

Artykuł recenzowany

PIOTR PROCHOR¹,
ROMAN
TROCHIMCZUK²

¹ Katedra Inżynierii
Materiałowej i Biomedycznej,
Wydział Mechaniczny,
Politechnika Białostocka,
15-351 Białystok,
piotrekprochor@gmail.com

² Katedra Automatyki
i Robotyki,
Wydział Mechaniczny,
Politechnika Białostocka,
15-351 Białystok,
r.trochimczuk@pb.edu.pl

Słowa kluczowe:
konstrukcje biomedyczne,
drenaż limfatyczny,
obrzęk limfatyczny,
mechatronika

Streszczenie

Niniejsza praca przedstawia studium projektowe biomechatronicznego aparatu wspomagającego drenaż limfatyczny kończyn dolnych i górnych. Wprowadzenie do pracy wyjaśnia pojęcie obrzęku limfatycznego, opisuje jego obecność w życiu człowieka oraz przedstawia przyjęty, najczęściej stosowany, trójstopniowy podział tego schorzenia. Następnie przedstawiono najczęstsze sposoby kontroli obrzęku limfatycznego oraz przykłady urządzeń stosowanych w tego typu schorzeniu. W podsumowaniu pracy zawarto kierunki dalszych badań nad zaproponowaną konstrukcją.

Abstract

The following paper is a biomechatronic study of a device supporting the lymphatic drainage of lower and upper limbs. The first part explains the concept of lymphedema, describes its presence in human life and presents the most widely used three-stage division of the disease. It is followed by the most frequent ways to control lymphedema and examples of equipment used in this type of illness. It is concluded by the directions for further research on the proposed design.

WPROWADZENIE

Obrzęk limfatyczny jest schorzeniem obejmującym głównie kończyny dolne i górne, polegającym na nadmiernym magazynowaniu się płynu białkowego w naczyniach limfatycznych [1]. Powstaje na skutek

uszkodzenia układu limfatycznego i może być wywołany ingerencją chirurgiczną, radioterapią, infekcją lub też zmianami nowotworowymi komórek [2, 3]. Powstała opuchlizna powoduje wzrost liczby komórek w miejscu schorzenia oraz sprzyja penetrowaniu

tkanek skórnych przez mikroorganizmy. Zazwyczaj skutkuje to rozwijającym się procesem zapalnym [3]. Na podstawie danych literaturowych można oszacować, że na obrzęk limfatyczny cierpi nawet 140 mln. ludzi na całym świecie [3].

Wyróżnia się kilka kryteriów podziału obrzęku limfatycznego. Głównym z nich jest trójstopniowy podział przyjęty przez World Health Organization [1]:

- stopień I – obrzęki palpacyjnie miękkie;
- stopień II – obrzęki palpacyjnie twarde;
- stopień III – tzw. słoniowaczna (elephantiasis) – znaczny wzrost objętości obrzęku, często kilkakrotnie większy niż objętość zdrowej kończyny.

Obrzęki I stopnia charakteryzują się tymczasowym ustępowaniem na skutek unoszenia kończyn oraz odpoczynku nocnego. Stopień II obrzęków cechuje natomiast brak możliwości ustąpienia na skutek wykonywanych w/w czynności. W przypadku stopnia III występuje postępowe zwiększanie się obwodu kończyny z obrzękiem limfatycznym. Uniemożliwia to wykonywanie ćwiczeń fizycznych jako formy rehabilitacji, ze względu na zbyt dużą masę kończyny.

Występowanie obrzęku limfatycznego stanowi nie tylko problem fizyczny, z racji na upośledzenie motoryki chorego, ale również problem natury emocjonalnej. Nadmierna opuchlizna obniża satysfakcję z życia codziennego, zarówno kobiet i mężczyzn dotkniętych tym schorzeniem. Równie często eliminuje całkowicie możliwość podjęcia pracy zawodowej [2].

Istnieje kilka sposobów kontroli obrzęku limfatycznego. Wśród nich można wymienić [1]:

- **kompresoterapię** – wywieranie ucisku na kończynę objętą obrzękiem w celu wywarcia możliwie dużego ucisku na całym jej obwodzie przy użyciu opasek [4-6], bandaży lub pończoch – należy jednak pamiętać, że metoda ta nie może być zastosowana w przypadku wystąpienia stanów zapalnych, owrzodzenia lub miażdżycy [1, 7];
- **drenaż limfatyczny** – punktowy, specjalistyczny masaż wykonywany przede wszystkim przez fizjoterapeutę [1, 8, 9], zazwyczaj ręcznie lub rzadziej przy użyciu wspomagającego oprzyrządowania [10-14], w celu pobudzenia układu limfatycznego (nakład siły musi być odpowiednio dostosowany do rodzaju obrzęku i powinien wynosić nie więcej niż 4 kPa [9]);
- **ćwiczenia fizyczne** – najprostsze metody, opierające się przede wszystkim na unoszeniu kończyn, skuteczne przy obrzękach I-go i w niektórych przypadkach II-go stopnia [1].

Możliwie najczęściej stosowanym z w/w sposobów jest drenaż limfatyczny. Pozwala on na najskuteczniejsze pobudzanie układu limfatycznego, przez kontrolowane przepychanie płynu białkowego (chłonki) w określonych i odpowiednich z punktu widzenia masażu kierunkach.

W niniejszej pracy zostanie przedstawiona koncepcja urządzenia do drenażu limfatycznego. Jej głównym celem jest umożliwienie użytkownikowi samodzielności w procesie kontrolowania obrzęku limfatycznego. Jednocześnie ma za zadanie zapewnić wysoką jakość przeprowadzanego procesu rehabilitacji.

CHARAKTERYSTYKA SPRZĘTU MEDYCZNEGO STOSOWANEGO W DRENAŻU LIMFATYCZNYM

Na podstawie przykładowych urządzeń [10-14], sprzęt medyczny stosowany do wspomagania drenażu limfatycznego można podzielić na dwie główne kategorie: manualny (wymagający nakładu siły własnej) i pneumatyczny (automatyczny, programowalny). Sprzęt manualny [12, 14] w niektórych przypadkach zapewnia drenażowi zalety masażu palpacyjnego i wibracyjnego. Jednak ze względu na konieczność jego ręcznego używania, dokładność i dobór odpowiedniej siły masażu są trudne, a czasami wręcz niemożliwe. W przypadku stosowania sprzętu pneumatycznego [10,11] nieocenioną zaletą jest możliwość oddziaływania na całą powierzchnię obrzęku. Masaż z użyciem tych urządzeń ogranicza się jednak do posiadania zalet płynących głównie z wibracji, gdyż za pośrednictwem mankietów cyklicznie wypełnianych powietrzem trudno uzyskać odpowiednio wysoką, punktową siłę nacisku na obrzęk. Jednak żadne z w/w urządzeń, czy też innych dostępnych na rynku nie pozwala na odpowiednią i jednocześnie samodzielną (bez nakładu siły własnej) kontrolę obrzęku limfatycznego. Z tego powodu istnieje realna potrzeba tworzenia nowych i bardziej funkcjonalnych rozwiązań konstrukcyjnych stosowanych do drenażu limfatycznego.

Obecnie jednym z najczęściej stosowanych urządzeń do wspomagania drenażu limfatycznego jest Aquavibron [14]. To ręczne urządzenie z wymiennymi końcówkami, które używane jest do wytworzenia odpowiednich wibracji wspomagających proces masażu. Innym, prostszym konstrukcyjnie przyrządem jest rolka do drenażu limfatycznego [12]. Za jej pośrednictwem wykonuje się standardowy, manualny masaż, a jej zastosowanie sprowadza się jedynie do ochrony osoby wykonującej drenaż, przed ewentualnymi, zakaźnymi schorzeniami skórnymi. Jej budowa utrudnia jednak dobór odpowiedniej siły masażu, a także znacznie zmniejsza jego dokładność. Innym podejściem do drenażu limfatycznego jest zastosowanie pneumatycznych urządzeń obwodowo pobudzających układ limfatyczny schorowanej kończyny [10,11]. Charakteryzują się najczęściej odpowiednimi mankietami, w których krąży powietrze, masując w ten sposób obrzęk. Zalety i wady stosowanego sprzętu do przeprowadzania drenażu limfatycznego zestawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Zalety i wady stosowanego sprzętu do drenażu limfatycznego

Kategoria sprzętu medycznego	Zalety	Wady
Manualny	- prosta budowa, - niska cena w porównaniu do rozwiązań pneumatycznych.	- wymaga nakładu siły własnej, - niska jakość przeprowadzanego procesu rehabilitacji, - zazwyczaj musi być stosowany przez osoby 3-cie.
Pneumatyczny	- oddziaływanie na cały obwód obrzęku limfatycznego, - możliwość automatyzacji procesu.	- w głównej mierze stosuje jedynie masaż vibracyjny, - wysoka cena, - skomplikowana budowa, - niewielka ilość komercyjnych rozwiązań.

ZAŁOŻENIA DO PROJEKTU WŁASNEGO ROZWIĄZANIA

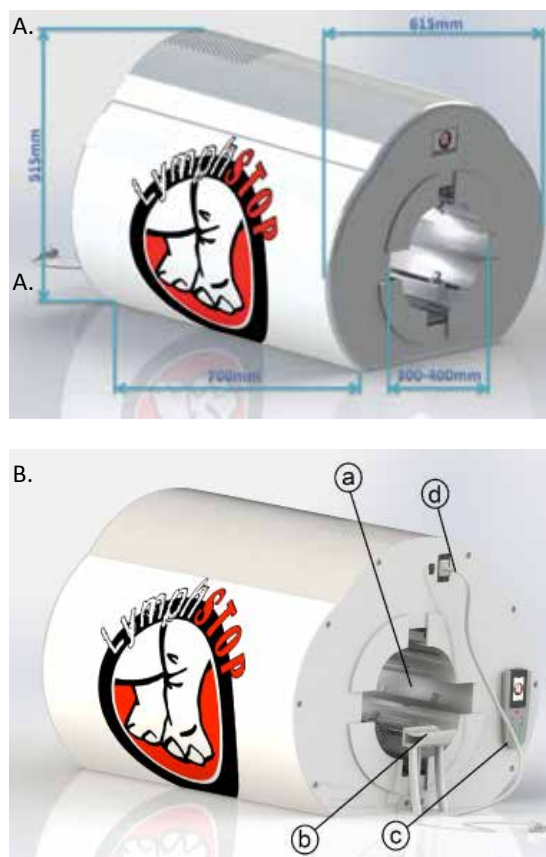
Odpowiedzią na potrzebę określoną w poprzednim rozdziale jest zaprojektowane przez autorów studium projektowe biomechatronicznego aparatu wspomagającego drenaż limfatyczny kończyn dolnych i górnych. W celu zapewnienia jego odpowiedniej funkcjonalności i innowacyjności w stosunku do obecnie użytkowanych urządzeń, poczyniono pewne założenia konstrukcyjne. Uwzględniały one przede wszystkim rozwiązanie wad w produktach komercyjnych, jak i również dodanie nowych, unikatowych cech zaprojektowanemu studium. Do głównych założeń konstrukcyjnych można zaliczyć:

- zapewnienie drenażowi limfatycznemu zalet płynących z masażu manualnego i masażu vibracyjnego w jednym produkcie;
- konstrukcja dopasowania do wymiarów centylowych (na podstawie modeli 50c [15]) długości kończyny dolnej i kończyny górnej oraz możliwość jej dostosowania (w określonym zakresie) do objętości obrzęku limfatycznego;
- zautomatyzowanie procesu rehabilitacji obrzęku limfatycznego;
- stabilność i kompaktowość konstrukcji przy zachowaniu niskiej masy urządzenia wynoszącej ok. 20 kg;
- możliwość bezprzewodowego sterowania urządzeniem;
- możliwość stosowania zarówno w warunkach szpitalnych jak i domowych;
- umożliwienie całkowitej samodzielności użytkownika w procesie kontroli obrzęku limfatycznego.

CHARAKTERYSTYKA ROZWIĄZANIA

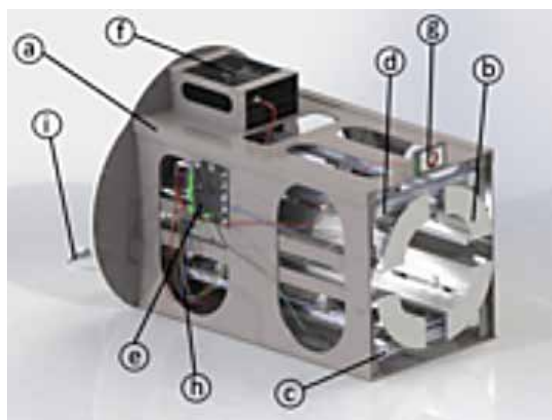
Na podstawie założeń konstrukcyjnych wymienionych w poprzednim rozdziale, powstała unikatowa konstrukcja o przyjętej nazwie „LymphSTOP”, która przedstawiona jest obok (rys. 1, rys. 2).

Najważniejszym elementem, umożliwiającym założone działanie zaprojektowanego urządzenia jest



Rysunek 1. Studium projektowe biomechatronicznego aparatu wspomagającego drenaż limfatyczny kończyn dolnych i górnych „LymphSTOP”: A) widok z przodu z wymiarami gabarytowymi, B) widok z tyłu: a – 4-częściowy kanał wewnętrzny, b – podpórka pod kończynę dolną, c – pilot bezprzewodowy, d – kabel zasilający

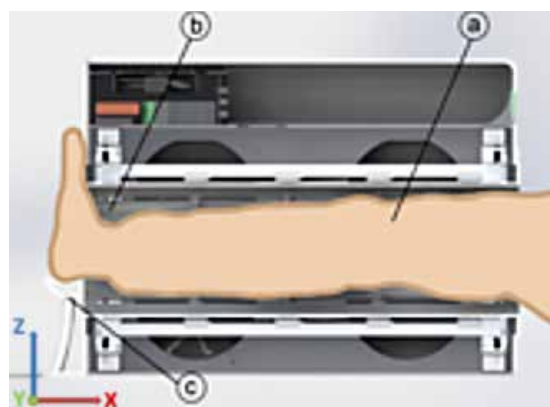
dwumodułowy układ prowadnic (rys. 3). Pozwala on na wykonanie procesu drenażu limfatycznego, przez zapewnienie ruchu posuwistego układów masujących (rys. 3 szczegóły d, h, rys. 5) wzdłuż kończyny. Sposób poruszania poszczególnych prowadnic (rys. 3 szczegóły a, b, c, e, f, g) jest przybliżony do działania obrabiarki sterowanej numerycznie (CNC).



Rysunek 2. Widok wnętrza „LymphSTOP”: a – rama, b – cztery częściowy kanał, c – dolny układ prowadnic, d – górny układ prowadnic, e – sterownik, f – zasilacz, g – wyświetlacz, h – przewody elektryczne, i – kabel zasilający



Rysunek 3. Dwumodułowy układ prowadnic A) moduł dolny: a – prowadnica dolna oś X, b – prowadnica dolna oś Y, c – prowadnica dolna oś Z, d – układ masujący dolny; B) moduł górny: e – prowadnica górna oś X, f – prowadnica górna oś Y, g – prowadnica górna oś Z, h – układ masujący górny

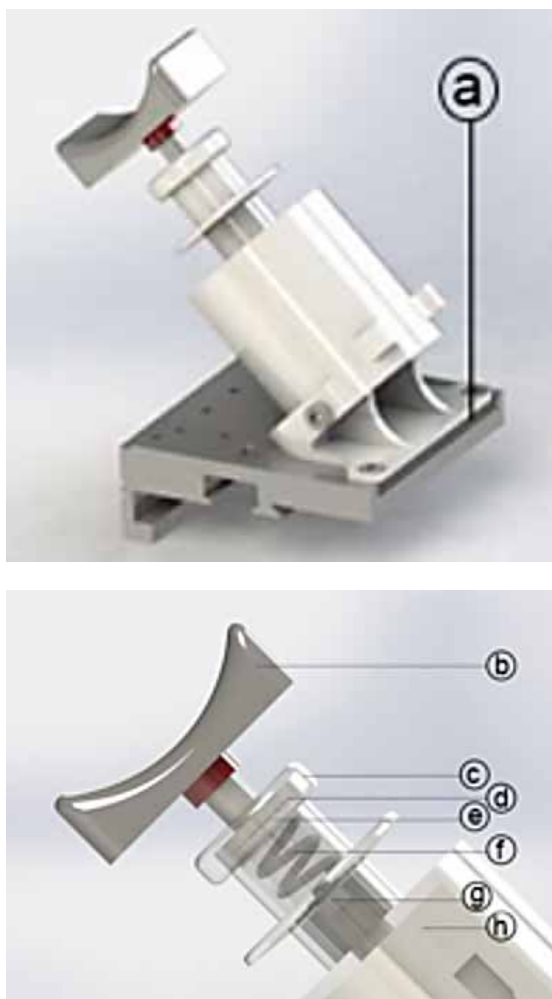


Rysunek 4. Urządzenie w momencie użytkowania po umieszczeniu w nim kończyny dolnej (przekrój przez urządzenie); a – kończyna dolna, b – kanał wewnętrzny, c – podpórka pod kończynę dolną

ISTOTA DZIAŁANIA PROPOWANEGO ROZWIĄZANIA APARATU DO DRENAŻU

Kończynę pacjenta górną lub dolną (rys. 4 szczegół a) z obrzękiem limfatycznym umieszcza się w kanale wewnętrznym urządzenia (rys. 2 szczegół b, rys. 4 szczegół b), którego rozmiar przy użyciu dwóch układów prowadnic (rys. 3) automatycznie jest dopasowywany do stopnia opuchlizny. Każdy z nich zawiera 8 prowadnic: 2 prowadnice dla osi X (rys. 3 szczegóły a, e), 2 prowadnice dla osi Y (rys. 3 szczegóły b, f) i 4 prowadnice dla osi Z (rys. 3 szczegóły c, g). Dopasowanie kanału do rozmiarów danej kończyny możliwe jest przez zastosowanie czujników nacisku (rys. 5 szczegół d), umieszczonych w układach masujących. Prowadnice Y i Z zmieniają położenie układów masujących, powodując nacisk ich końcówek (rys. 5 szczegół b) na kończynę. Końcówki naciskają na kończynę i wywołują wzrost rezystancji czujnika, co jest sygnałem przetwarzanym przez zastosowany układ mikroprocesorowy (rys. 2 szczegół e). W momencie osiągnięcia odpowiedniej siły oddziaływania końcówek masujących na kończynę, sterownik zatrzymuje dalszy ruch prowadnic Y i Z. Nacisk ten jest programowalny w zależności od intensywności drenażu limfatycznego, indywidualnie dobieranego do obrzęku pacjenta.

Po dostosowaniu kanału odbywa się drenaż limfatyczny, który zapewniają zaprojektowane układy masujące. Są one poruszane ruchem posuwistym wzdłuż kończyny przez prowadnice osi X, co nadaje drenażowi cechy masażu manualnego. Zalety masażu wibracyjnego nadane są przez umieszczenie wewnątrz układów masujących niewielkich silników elektrycznych (rys. 5 szczegół g) z asynchronicznym obciążeniem (rys. 5 szczegół h). W celu uniemożliwienia przenoszenia powstałych drgań na całą kon-



Rysunek 5. Układ masujący: A) widok ogólny: a – elastyczna podkładka; B) umiejscowienie elementów: b – końcówka masująca, c – blokada zewnętrzna gwintowana, d – czujnik nacisku, e – blokada wewnętrzna pod czujnik, f – sprężyna, g – asynchroniczne obciążenie, h – silnik elektryczny

strukcję, zastosowano odpowiednie elastyczne podkładki (rys. 5 szczegół a), które umieszczone zostały pod układami masującymi. W zaprojektowanych układach uwzględniono wymienne długości końcówek masujących, aby zwiększyć możliwości indywidualnej adaptacji urządzenia do obrzęku użytkownika.

Przewidziano również zastosowanie wymiennych kształtów końcówek masujących, dzięki czemu istnieje możliwość doboru dowolnego kształtu, optymalnego z punktu widzenia wykonywanego masażu. W zależności od stanu obrzęku, stopnia zaawansowania choroby oraz rodzaju i wielkości kończyny, istnieje możliwość indywidualnego dopasowania parametrów urządzenia, geometrii końcówek masujących i regulacji stopnia ich nacisku na ciało.

Zastosowany układ mikroprocesorowy nie tylko pozwala na dostosowanie położenia układów masujących względem kończyny, ale również służy do

programowania intensywności i sposobu masażu. W ten sposób można dobrać prędkość i rodzaj wzajemnego ruchu układów masujących, co jest istotne z punktu widzenia rodzaju obrzęku limfatycznego. Cykl masażu (czas, intensywność) jest każdorazowo dobierany przy użyciu bezprzewodowego pilota (rys. 1 szczegół c). Do zwiększenia funkcjonalności i ułatwienia użytkowania zaprojektowanego urządzenia, uwzględniono odpowiedni wyświetlacz LCD (rys. 2 szczegół g) umieszczony z przodu obudowy urządzenia. Wyświetlane są na nim bieżące informacje na temat wybranego procesu drenażu limfatycznego.

■ DYSKUSJA I KIERUNKI DALSZYCH BADAŃ

Obecnie opracowane i stosowane rozwiązania do kontroli obrzęku limfatycznego [4-6, 10-14] charakteryzują się brakiem możliwości pełnej automatyzacji masażu, odpowiedniego z punktu widzenia danego schorzenia. Często również wymagają odpowiedniego nakładu pracy własnej lub pomocy osoby trzeciej w użytkowaniu. Zaprezentowane studium projektowe biomechatronicznego aparatu wspomagającego drenaż limfatyczny kończyn dolnych i górnych jest propozycją rozwiązania istniejących problemów. Uwzględnione cechy konstrukcyjne pozwalają wykonywać drenaż limfatyczny, posiadający zalety masażu manualnego (wykonywanego w dzisiejszych czasach głównie przez wykwalifikowanego fizjoterapeuty) i wibracyjnego (w tej chwili możliwego do uzyskania jedynie przez określoną grupę urządzeń medycznych).

Zastosowane elementy mechatroniczne takie jak czujniki siły nacisku, czy też układ mikroprocesorowy, pozwalają na zautomatyzowanie całego procesu drenażu i jego odpowiednie dostosowanie do indywidualnych potrzeb użytkownika. Umożliwiają one również dowolną programowalność sposobów masażu, co dodatkowo zwiększa możliwy stopień indywidualnego dobierania do pacjenta. Dzięki zastosowaniu odpowiedniego kontrolera i wyświetlacza urządzenie jest łatwe zarówno dla fizjoterapeuty, jak i samego użytkownika. Nieocenioną zaletą jest również umożliwienie korzystania z urządzenia w warunkach szpitalnych jak i domowych. Ze względu na unikatowe cechy, zaprezentowana konstrukcja została zgłoszona jako wynalazek w Urzędzie Patentowym RP [18] oraz przeszła do finału Konkursu Technotalenty 2015.

W ramach dalszych badań nad prototypem opisanego rozwiązania planowane są badania numeryczne z wykorzystaniem metody elementów skończonych, mające na celu znalezienie optymalnego geometrii i rozmiaru końcówki masującej w zależności od stopnia obrzęku limfatycznego. Dodatkowo w przyszłych badaniach będą uwzględniane parametry materiału zastosowanego na końcówkę masującą

cą, wpływy prędkości i przyspieszeń przemieszczania układu masującego, wpływu wibracji i temperatury na efektywność drenażu, powstałych w trakcie użytkowania systemu. W rezultacie utworzony zostanie typoszereg końcówek dostarczanych razem z zakupionym urządzeniem.

Kolejnym etapem rozwoju projektu powinno być opracowanie prototypu konstrukcji i przetestowanie jej na odpowiedniej grupie pacjentów. Dzięki temu umożliwiona byłaby optymalizacja urządzenia pod względem zaobserwowanych wad i ostatecznie wprowadzenie jej na rynek urządzeń medycznych.

Źródła finansowania: Pracę wykonano w ramach projektów MB/WM/17/2016, S/WM/1/2016 i sfinansowano ze środków Funduszu Dydaktycznego Wydziału Mechanicznego Politechniki Białostockiej Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego.

LITERATURA

- [1] Addiss D., Bettinger J., Dreyer G., Dreyer P., Norões J., Rio F.: Lymphoedema Staff Manual: Treatment and Prevention of Problems Associated with Lymphatic Filariasis: Part 1. Learner's Guide, World Health Organization, Geneva, Switzerland, November 2001 r.
- [2] Burt J., White G.: A breast cancer patient's guide to prevention and healing, ISBN-13: 978-0-89793-458-9, wyd. Hunter House Publishers 2005 r.
- [3] Brorson H., Ohlin K., Olsson G., Svensson B., Svensson H.: Controlled compression and liposuction treatment for lower extremity lymphedema, *Lymphology* vol. 41, pages 52-63, Sweden 2008 r.
- [4] Barbe-Vicuna L., Hamers HP.: U.S. Patent (nr US5800245A), Compression brassiere and pad for manual lymphatic drainage, data publikacji 1.09.1998.
- [5] Sher JJ.: U.S. Patent (nr US5940888A), Lymphatic circulation enhancer, data publikacji 24.09.1999.
- [6] Mankovitz RJ.: U.S. Patent (nr US6086450A), Brassieres which facilitate the drainage of lymphatic fluid from the breast area of the human female, data publikacji 11.07.2000.
- [7] Albertsson M., Ekdahl C., Ingvar C., Johansson K.: Effects of compression bandaging with or without manual lymph drainage treatment in patients with postoperative arm lymphedema, *Departments of Physical Therapy, Oncology and Surgery, Lund University Hospital, Lund, Lymphology* vol. 32, pages 103-110, Sweden 1999 r.
- [8] Avendaño C., Hernández M.A., Martínez H., Martín M.L., Rodríguez F.: Manual lymphatic drainage therapy in patients with breast cancer related lymphoedema, *BMC Cancer* vol. 11, 2011 r.
- [9] French R. M.: *Milady's guide to lymph drainage massage*, ISBN: 1-4018-2472-2, wyd. Thomson Delmar Learning 2004 r.
- [10] Logan K., Logan K.: U.S. Patent (nr US20140088476A1), Intermittent pneumatic compression device, data publikacji 27.03.2014.
- [11] McEwen JA., Jameson M., Nakane JJ.: U.S. Patent (nr US6440093B1), Apparatus and method for monitoring pneumatic limb compression therapy, data publikacji 27.08.2002.
- [12] Caldriola R.: U.S. Patent (nr US20140148744A1), Roller device for lymphatic drainage treatments, data publikacji 29.05.2014.
- [13] Chubinsky V.: U.S. Patent (nr US5843005A), Device for deep tissue massage and ionic therapy, data publikacji 1.12.1998.
- [14] Latosiowicz R., Majcher P., Zaworski K.: Effectiveness of physiotherapeutic treatment of the upper limb lymphedema after a mastectomy procedure, *Medical Rehabilitation* vol. 18, pages 4-10, ISSN 1427-9622, 2014 r.
- [15] Gedliczka A.: *Atlas miar człowieka*, Centralny Instytut Ochrony Pracy, ISBN 83-88703-38-2, Warszawa 2001.
- [16] Materiały firmy BOTLAND; strona internetowa www.botland.com.pl [dostęp: 27.10.2015].
- [17] Materiały firmy CNCshop; strona internetowa www.cncshop.cz [dostęp: 27.10.2015].
- [18] Prochor P., Wróblewska J., Trochimczuk R.: Mechatroniczne urządzenie do drenażu limfatycznego; Wniosek o zgłoszenie wynalazku nr P.411811.

Bioorteza robotyczna jako skuteczne urządzenie diagnostyczne i wspomagające rehabilitację

Artykuł recenzowany

PRACA ZGŁOSZONA DO KONKURSU

MACIEJ WYSOCKI^{1,2},
ROBERT
STACHURSKI¹,
SZYMON
DZWOŃCZYK^{1,2,3}

¹ ExoLimbs – Mechatronic
Solutions for Movement,

² Politechnika Wrocławska,

³ Kell Ideas

Słowa kluczowe:

orteza, urządzenia do rehabilitacji,
rehabilitacja stawu kolanowego

Key words:

orthosis, medical devices
for rehabilitation,
knee rehabilitation system

Streszczenie

ExoLimbs umożliwia optymalizację i zintensyfikowanie procesu usprawniania, skrócenie rekonwalescencji i zmniejszenie niepełnosprawności oraz zmniejszenie kosztów leczenia. Bioorteza kończyny dolnej wykorzystuje aktualne możliwości monitorowania i mechanicznego wspomagania pracy stawów z jednoczesną elektrodiagnostyką i stymulacją pracy mięśni. Jest to urządzenie o bardzo szerokim zastosowaniu w traumatologii, neurologii a przede wszystkim w fizjoterapii i rehabilitacji. Zapewnia pełne bezpieczeństwo terapii przy stałym kontakcie online z fizjoterapeutą. Jest urządzeniem stabilizującym, diagnostycznym oraz mobilnym robotem rehabilitacyjnym, szeroko dostępnym umożliwiającym dostęp do nowoczesnej rehabilitacji kolan. Dodatkowo umożliwia zdalne śledzenie parametrów terapii na ekranie komputera lub urządzenia mobilnego.

Abstract

ExoLimbs makes it possible to optimize and intensify the recovery process, shorten convalescence and reduce disability, as well as the cost of treatment. Bioorthosis of the lower limb utilizes the current monitoring capabilities and mechanical support of joint operation with simultaneous electrodiagnostics and stimulation of muscle work. It is a device with a very broad application in traumatology, neurology and above all in physiotherapy and rehabilitation. It provides complete safety of the therapy with regular online contact with a physiotherapist. It is a stabilizing, diagnostic and mobile rehabilitation robot widely accessible for modern knee rehabilitation. Additionally, it enables remote tracking of therapy parameters on the computer screen or mobile device.

BIOORTEZA EXOLIMBS

Powikłania neurologiczne uszkodzeń zarówno obwodowego jak i ośrodkowego układu nerwowego niosą ze sobą dysfunkcje ruchowe i szeroko rozumiane zaburzenia troficzno-sensoryczne. Leczenie i neurorehabilitacja tych osób jest prowadzona w okresie hospitalizacji, a następnie kontynuowana ambulatoryjnie lub/i w warunkach domowych. Podobnie urazy i przeciążenia ortopedyczne wymagają wczesnego rozpoczęcia usprawniania i pełnej kontroli procesu wdrażanych zaleceń. Proces rehabilitacji wymaga, zatem zaangażowania wielu specjalistów, którzy zapewnią bezpieczeństwo i kompleksowość leczenia.

ExoLimbs umożliwia optymalizację i zintensyfikowanie procesu usprawniania, co przekłada się na skrócenie rekonwalescencji i zmniejszenie niepełnosprawności, a efektywne wykorzystanie pracy terapeuty prowadzącego znacznie ogranicza koszty leczenia.

Bioorteza kończyny dolnej wykorzystuje aktualne możliwości monitorowania i mechanicznego wspomagania pracy stawów z jednoczesną elektrodagnostyką i stymulacją pracy mięśni. Jest to urządzenie o bardzo szerokim zastosowaniu w traumatologii, neurologii, a przede wszystkim w fizjoterapii i rehabilitacji.

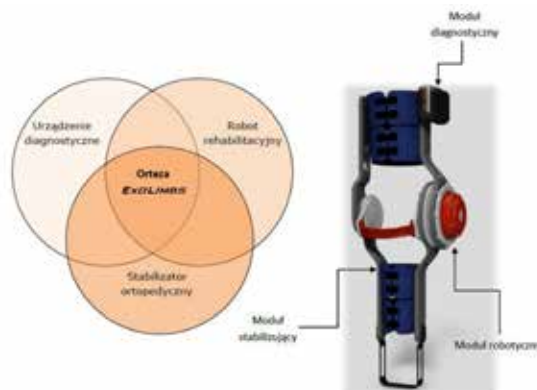
Wyposażenie i oprogramowanie zapewnia pełne bezpieczeństwo terapii przy stałym kontakcie online z fizjoterapeutą.

Rehabilitacja stawu kolanowego wśród pacjentów po urazach, zwyrodnieniach bądź z ubytkami neurologicznymi jest procesem trwającym od 4 do 12 miesięcy. Plan rehabilitacji jest układany indywidualnie oraz modyfikowany na podstawie postępów terapii.

Podczas rehabilitacji wykorzystywany jest szereg urządzeń medycznych. Pacjent wykorzystuje ortezę mechaniczną do stabilizacji kończyny podczas chodu. Postęp terapii jest subiektywnie oceniany przez terapeutę lub wykorzystywane są stacje pomiarowe EMG. W czasie sesji rehabilitacyjnych wykorzystywane są szyny CPM lub nowocześniejsze roboty. Tworzona przez nas orteza to kompletne rozwiązanie, które zastępuje najważniejsze funkcje głównych urządzeń wykorzystywanych w rehabilitacji kolan. Jest urządzeniem stabilizującym, diagnostycznym oraz mobilnym robotem rehabilitacyjnym, szeroko dostępnym umożliwiającym dostęp do nowoczesnej rehabilitacji każdemu. Dodatkowo umożliwia zdalne śledzenie parametrów terapii na ekranie komputera lub urządzenia mobilnego.

BIOORTEZA – FUNKcjONALNOŚĆ

Orteza ExoLimbs jest produktem dedykowanym dla stawu kolanowego. Zawiera funkcjonalność trzech rodzajów sprzętów medycznych:



1. Stabilizatora ortopedycznego;
2. Urządzenia diagnostycznego;
3. Robota rehabilitacyjnego.

Aktywna orteza stawu kolanowego składa się z:

- podstawy mechanicznej – szyn jednoosiowych o ergonomicznym kształcie z tworzywa sztucznego z rdzeniem z włókna węglowego,
- komponentów materiałowych – tkaniny okładowej z zaciskami samoczepnymi mocującymi ortezę do kończyny,
- układu napędowego – silnika bezszczotkowego prądu stałego wraz z przekładnią paroplanetarną,
- układu sensorów – czujnika tensometrycznego, akcelerometru, enkodera oraz czujnika zbliżeniowego (zlokalizowane w przegubie ortozy),
- elektrod – odczytujących sygnały EMG (elektromiografia) mięśnia prostego oraz trójgłowego uda, umożliwiających odczyt intencji ruchu,
- mikroprocesorowego układu sterowania – analizującego sygnały, posiadającego aparat matematyczny wykorzystujący pętlę sprzężenia zwrotnego do generowania sygnału wymuszającego ruch napędu,
- modułu bezpieczeństwa – umożliwiającego kontrolę nad aktywnymi funkcjami ortozy i reakcję w przypadku wystąpienia błędów,
- układu zasilania – akumulatora Li-Ion,
- interface'u użytkownika – pozwalającego na komunikację z komputerem, umożliwiającego akwizycję danych biomedycznych, interpretację oraz ustawienie planu wspomagania ruchu.

Bioorteza – główna funkcjonalność:

- usztywnienie stawu kolanowego,
- odciążenie stawu kolanowego,
- akwizycja biosygnałów,
- zdalne ustalanie przebiegu terapii,
- wspomaganie ruchu.

Dzięki synergii trzech gałęzi inżynierii rehabilitacyjnej możliwe jest przeprowadzenie kompleksowych działań i zwiększenie efektywności terapii przy zachowaniu niższej ceny w stosunku do wykorzystania osobnych urządzeń.

**Funkcje ortozy ExoLimbs jako:**

1. Stabilizatora ortopedycznego:
 - stabilizacja i pionizacja pacjenta,
 - zapobieganie dyslokacji stawu kolanowego,
 - kontrola zakresu ruchu stawu kolanowego,
 - odciążenie stawu kolanowego,
 - zwiększenie sztywności kończyny podczas ruchu.
2. Urządzenia diagnostycznego:
 - odczyt parametrów ruchu za pomocą czujników,
 - odczyt sygnałów neurologicznych w zakresie kończyny,
 - przetworzenie sygnałów,
 - możliwość wizualizacji i interpretacji danych poprzez urządzenie elektroniczne.
3. Robota rehabilitacyjnego:
 - wymuszenie ruchu biernego,
 - wspomaganie ruchu czynnego,
 - edukacja wzorca chodu,
 - zwiększenie mobilności pacjenta,
 - zdalne ustawienie parametrów terapii.

Przynosi to korzyści dla:

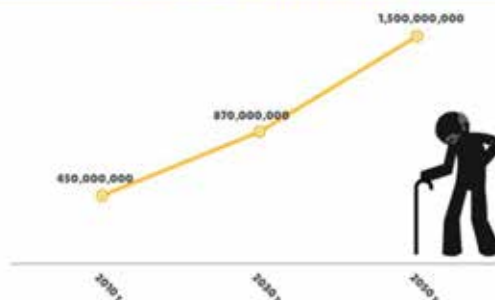
1. Pacjenta:
 - zabezpieczenie niepełnosprawnej kończyny przed uszkodzeniem,
 - dokładna ocena parametrów lokomocji umożliwiająca spersonalizowanie terapii,
 - poprawa mobilności,
 - stałe wspomaganie ćwiczeń przez jednostkę sterującą, uniemożliwiające niewłaściwe wykonywanie zaleconych ćwiczeń.
2. Rehabilitanta:
 - zdalne śledzenie postępów terapii na ekranie monitora,
 - zdalna zmiana parametrów rehabilitacyjnych (zakres ruchu, siła wspomaganie ruchu, siła pobudzenia mięśni),
 - monitorowanie przebiegu terapii poprzez komunikację bezprzewodową, co pozwala na jednoczesne prowadzenie rehabilitacji wielu pacjentów.

GRUPA DOCELOWA

Produkt jest adresowany do centrów rehabilitacyjnych oraz osób po urazach lub zwyrodnieniach

Dolegliwości stawów kolanowych**Osoby z niedowładem kończyn**

10,000,000

Starzenie społeczeństwa

stawu, w rehabilitacji pooperacyjnej oraz dla ludzi z niedowładem kończyn (w wyniku udaru, polio lub innych chorób). To doskonałe rozwiązanie także dla sportowców różnych dyscyplin.

Pacjenci podlegający rehabilitacji z powodu:

- zwyrodnień i urazów stawu kolanowego,
- rekonwalescencji pooperacyjnej,
- niedowładu kończyn,
- starczego upośledzenia ruchu.

Rynek związany z rehabilitacją kończyn dolnych jest przesycany tradycyjnymi sprzętami rehabilitacyjnymi. Z uwagi na specyfikę produktu, łączącego w sobie funkcjonalność wielu sprzętów medycznych, jako konkurencję pośrednią rozpatrzono urządzenia, których funkcjonalność pokrywa się częściowo z funkcjonalnością ortozy ExoLimbs.

PRZEWAGA KONKURENCYJNA

- Wspomaganie procesu rehabilitacji;
- Indywidualny program terapii;
- Śledzenie postępu terapii;

- Rehabilitacja 24 godziny, 7 dni w tygodniu;
- Wspomaganie opieki domowej.

Przewagą konkurencyjną ExoLimbs, jest wielofunkcyjność produktu w porównaniu z jego ceną. Celem projektu jest stworzenie kompletnego produktu. Wykorzystując jedynie ortezę ExoLimbs będzie możliwa skuteczna rehabilitacja stawu kolanowego, przebiegająca efektywniej niż w istniejących obecnie, niedofinansowanych placówkach.

■ WSKAZANIA MEDYCZNE

WSKAZANIA – TRAUMATOLOGIA, REUMATOLOGIA I REHABILITACJA:

- zerwania i naderwania ścięgien, mięśni i więzadeł kończyny dolnej,
- stany po urazach i usunięciu łokotek,
- skręcenia i urazy powodujące zaburzenia zwałości stawów,
- endoprotezoplastyka stawów kończyny dolnej wymagająca kontrolowanego zwiększania zakresu ruchu oraz ilości powtórzeń ruchu w stawie jak i stopnia obciążania kończyny,
- uruchamianie kończyny w stanach zapalnych stawów na tle zwyrodnieniowym i przeciążeniowym,
- zaburzenia koordynacji mięśniowej i między-mięśniowej.

NEUROLOGIA I NEUROREHABILITACJA:

- niedowłady kończyn dolnych na tle uszkodzeń obwodowego i ośrodkowego układu nerwowego (udary mózgu, urazy rdzenia kręgowego, uszkodzenia nerwów obwodowych),
- mózgowe porażenie dziecięce – pionizacja i reedukacja chodu (elektrostymulacja, bio-feedback, nauka wzorców ruchu),
- systemowe atrofie mięśniowe, osłabienie siły mięśni, zaburzenia organizacji i kontroli ruchu,
- inne wybrane jednostki chorobowe z zaburzeniami motoryczności.

Rynek docelowy całkowity:

Globalnie co czwarta osoba boryka się z urazami lub zwyrodnieniami stawu kolanowego. Operacje wszczepienia endoprotez stawu kolanowego przechodzi 4 miliony pacjentów rocznie. 10 milionów pacjentów cierpi na częściowy niedowład kończyn wynikający z udaru mózgu lub polio. Prognozy wskazują na zwiększenie tych grup o połowę do roku 2030.

Rynek docelowy dostępny:

W Unii Europejskiej niepełnosprawność biologiczna trwająca ponad 6 miesięcy była przynajmniej raz w życiu rozpoznana wśród 12-35% społeczeństwa krajów członkowskich (25% w Polsce) – dane Eurostatu z 2010 r. Jest to 100 mln pacjentów leczących się w 4 mln niepublicznych placówek rehabilitacyjnych.

■ OPIS KONSTRUKCYJNY

Orteza podzielona jest konstrukcyjnie na trzy zespoły:

1. Szkielet usztywniający;
2. Zespół napędowy;
3. Układ montażowy.

Szkielet usztywniający składa się z elementów mających zapewnić odpowiednią sztywność poprzeczną kończynie rehabilitowanego. Składa się z części górnej (udowej) i dolnej, dalej – wewnętrznej i zewnętrznej (względem kończyny). Wszystkie części łączą się ze sobą w osi głównej mającej za zadanie ułożyskowanie oraz przeniesienie napędu między stronami szkieletu. Elementy usztywniające wykonane mają być z anodowanego aluminium w postaci profilowanej blachy o geometrii zapewniającej sztywność poprzeczną odpowiadającą sztywności kończyny osoby zdrowej (lub większą). Konstrukcja osi kolana, w celu jak najbliższego odwzorowania naturalnego ruchu kończyny, będzie wymuszała acentryczny ruch elementów poprzez zastosowanie mimośrodowo pracujących łożysk kulowych.

Zespół napędowy będzie składał się z silnika elektrycznego bezszczotkowego oraz przekładni planetarnej wielostopniowej wraz z tensometrycznymi czujnikami momentu oraz enkoderem. Parametry układu napędowego pozwolą na osiągnięcie mocy maksymalnej 100 W, momentu chwilowego do 20 Nm w najbardziej obciążającej fazie ruchu, a potem odpowiedniej szybkości chwilowej, w celu powrotu kończyny do pozycji wyprostowanej. Zastosowanie silnika bezszczotkowego pozwoli na dużą elastyczność układu napędowego, która jest wymagana przy przechodzeniu między fazami ruchu. W miarę możliwości przeprowadzona będzie optymalizacja związana z doбором parametrów dynamicznych układu oraz optymalizacja wytrzymałościowa mająca na celu zmniejszenie masy oraz rozmiarów produktu. W skład zespołu napędowego wchodzi także układ regulacji maksymalnego i minimalnego zgięcia kolana (mechaniczny oraz elektroniczny) oraz zabezpieczenie w postaci solidnego hard-stopu – nie pozwalające na przegięcie kolana w razie jakiegokolwiek awarii lub przeciążenia układu.

Układ montażowy tworzy bezpośrednie połączenie między kończyną rehabilitowanego a ortezą. Składa się z czterech standardowych miękkich poduszek montażowych zamocowanych do stelaża za pomocą materiałowych pasków z rzepami. Całość zaprojektowana jest tak, aby bezwzględnie nie pozwolić na przesunięcie się środka obrotu ortezy względem środka obrotu kolana. Dodatkowo moduły sterowania i zasilania ortezy będą zamontowane na pasie użytkownika, w miejscu nie wpływającym na dynamikę ruchu kończyny. Ostatnim elementem

układu montażowego będzie elastyczna wkładka montowana pod stopą pozwalająca na stabilizację ortozy oraz przeniesienie masy ortozy bezpośrednio na podeszwę buta w czasie spoczynku.

■ PROBLEMY BADAWCZE

Głównym problemem technologicznym związanym z budową ortozy będzie optymalizacja konstrukcji i układu sterowania tak, aby zachowując założoną funkcjonalność zmieścić się w ograniczeniach energetycznych i masowych projektu. Przewagą względem konstrukcji konkurencyjnych ma być kwestia prostoty użytkowania ortozy jako osobistego elementu rehabilitacyjnego, tzn. w odróżnieniu od urządzeń stacjonarnych ExoLimb ma pozwolić na rehabilitację w środowisku codziennym użytkownika.

Po analizie literatury związanej z tematem ergonomii i biomechaniki stawu kolanowego określiliśmy moc napędów pozwalającą na całkowite pokrycie wydatku energetycznego potrzebnego do utrzymania naturalnego chodu rehabilitowanego. Moc minimalna to 150 W przy bardzo szerokim zakresie proporcji momentu siły do prędkości wynikających z poszczególnych faz ruchu – od ok. 20 Nm przy fazie podporu masy ciała do ok. 100 obr./min. w fazie powrotu kończyny do stanu wyjściowe-

go. Taki zakres parametrów ma zostać pokryty przy użyciu najwyższej jakości silników BLDC firmy Maxon oraz odpowiednio dobranych przekładni harmonicznych. W pierwszych wersjach prototypowych układ napędowy będzie pozwalał na zakres mniejszy niż wymagany. Późniejsza faza rozwojowa produktu będzie polegała na pomiarach i symulacjach termicznych układu napędowego, które mają pozwolić na uzyskania ponadnominalnych wartości prędkości i momentu siły generowanych przez układ kosztem jego żywotności. Wszystkie te podpunkty mają zostać zabezpieczone poprzez odpowiednie rozlokowanie kluczowych funkcjonalności w każdej z wersji ortozy. Pierwsza ma powstać wersja całkowicie pasywna, pozwalająca na odczyt wartości związanych z ruchem zdrowej osoby. Te wartości mają pozwolić na jak najdokładniejsze dobranie kluczowego pod względem masowo-energetycznym elementu – układu napędowego. Druga wersja nadal zasilana przewodowo ma pozwolić na wspomaganie ruchu przy odczycie tylko z czujników przy osi kończyny. Trzecia wersja zakłada użycie układu akumulatorowego oraz odczyt także sygnałów mięśniowych, które będą przetworzone na parametry korekcyjne regulatora ruchu. Konstrukcja mechaniczna ortozy jest ograniczona parametrami masowymi związanymi bezpośrednio ze wskaźnikiem wygody użytkowania. Celem ograniczenia wpływu samej ortozy na proces chodu rehabilitowanego, jej masa powinna nie przekraczać 2 kg – ten limit wynika z konsultacji z osobami odpowiedzialnymi za rehabilitację chorych oraz z literatury specjalistycznej. Przewidywana masa układu napędowego ma wynosić 1000-1200 g, a reszta konstrukcji wsporczej ortozy ok. 1000 g. Wykonanie konstrukcji wsporczej w dużej mierze z materiałów kompozytowych oraz elementów układu przeniesienia napędu ze stopów aluminium nie powinno skutkować pogorszeniem wskaźnika wygody użytkowania. W ostatecznej wersji produktu zasilanej z akumulatorów wewnętrznych zakładamy rozmieszczenie jednego lub dwóch akumulatorów 5000 mAh 22.2V LiFePO4 w okolicach pasa rehabilitowanego, co ma skutkować przesunięciem nadmiaru masy urządzenia w miejsca nie wpływające na wygodę ruchu kończyn. Największe ryzyko związane z konstrukcją ortozy przewidujemy na etapie dopracowywania trzeciej wersji – z zasilaniem wewnętrznym, akumulatorowym. W tym czasie będziemy w stanie określić ostateczną masę całego układu, a co za tym idzie wskaźnik wygody użytkowania. Ryzyko będzie wynikać z możliwości podjęcia wszelkich decyzji konstrukcyjnych mających później znaczenie w charakterystyce produktu – cenie, długości pracy na baterii, ergonomii itp.

REKLAMA



www.wobit.com.pl

R4R
Reach for Robotics

www.reach4robotics.com

Stanowisko do rehabilitacji stawu kolanowego

Artykuł recenzowany

Streszczenie

W artykule przedstawiono stanowisko do wykonywania ćwiczeń rehabilitacyjnych stawów kolanowych. Ćwiczenia polegają na prostowaniu i zginaniu nogi w stawie kolanowym, co pozwala na samodzielną rehabilitację pacjenta prowadzoną pod opieką rehabilitanta, fizjoterapeuty lub magistra fizjoterapii. Opracowane stanowisko pozwala na odzyskanie utraconej sprawności ruchowej zgodnie z metodyką rehabilitacji opracowaną i stosowaną przez Carolina Medical Center [10]. Należy zaznaczyć, że akwizycja danych co do przebiegów wykonywanych ćwiczeń może być wykorzystana do śledzenia i analizy postępów procesu rehabilitacji. Urządzenie pozwala również na wykonywanie ćwiczeń stawu biodrowego.

Abstract

This article presents a medical device for performing rehabilitation exercises for knee joints. Exercises consist in straightening and bending the legs in the knee joint, which are allowing for self-rehabilitation of the patient under the care of a physiotherapist, physiotherapist or physiotherapist. Developed medical device allows recovery of lost motor skills according to the rehabilitation method developed and used by Carolina Medical Center [10]. It should be noted that data acquisition on the course of exercise can be used to track and analyze the progress of the rehabilitation process. The device also allows you to perform hip joint exercises.

**TOMASZ
GOŁASZEWSKI,
GRZEGORZ
KAMIŃSKI,
MATEUSZ KRYSIAK,
KRZYSZTOF
MIANOWSKI**

Instytut Techniki Lotniczej
i Mechaniki Stosowanej,
Politechnika Warszawska

Słowa kluczowe:
rehabilitacja stawu kolanowego,
stanowisko do rehabilitacji,
leczenie urazów ACL

Key words:
rehabilitation of knee joints,
medical device for rehabilitation,
ACL injury treatment

WPROWADZENIE

Staw kolanowy jest jednym z największych oraz jednym z najbardziej istotnych stawów w organizmie człowieka. Tworzą go kości: udowa, piszczelowa oraz kość heterotopowa – rzepka, które są otoczone wspólną torebką stawową. Powierzchnie stawowe (kłykie) kości udowej i piszczelowej oddzielone są od siebie łątką przysiódkową i boczną, które zapewniają odpowiednie dopasowanie tych powierzchni oraz umożliwiają wykonywanie ruchów w stawie. Pod względem funkcjonalnym staw kolanowy zaliczany jest do stawów zawiasowych zmodyfikowanych – umożliwia prostowanie i zginanie oraz w niewielkim zakresie ruchy rotacyjne w zgięciu.

Prawidłową kinematykę stawu gwarantują więzadła boczne i torebki stawowej (w. poboczne strzałkowe – LCL, w. poboczne piszczelowy – MCL, w. podkolanowe skośne – OPL, w. podkolanowe łukowate – APL), oraz dodatkowe wewnętrzne (w. przednie krzyżowe – ACL, w. tylne krzyżowe – PLC) [1].

Skomplikowana budowa anatomiczna oraz złożona motoryczność sprawiają, że staw ten jest narażony na uszkodzenia wynikające m.in. z przeciążeń. Szczególnie wrażliwe na uszkodzenia są więzadła wewnętrzne, których niesprawność skutkuje zniszczeniem czuciowych zakończeń nerwowych oraz mechanoreceptorów, prowadząc do powstania upośledzeń zwrotnych reakcji nerwowo-mięśniowych.

Konsekwencją tego jest wystąpienie niestabilności funkcjonalnej stawu kolanowego i pojawienie się u danej osoby problemów w poruszaniu się.

Biomechanika stawu kolanowego jest częstym tematem prac naukowych [2-4]. Mimo prowadzonych badań nie wszystkie aspekty pracy tego stawu zostały w pełni poznane. Brak jest metod i modeli, które umożliwiłyby wyjaśnienie powstawania przeciążeń i niestabilności mechanicznych struktur składowych oraz wspomogły metody profilaktyczne i rehabilitacyjne. Wynika to zarówno z budowy anatomicznej stawu (wąski i mały stop międzykłykciowego dołu kości udowej, osobnicze i urazowe osłabienie struktur więzadłowych, gospodarka hormonalna) jak też i z czynników środowiskowych (pogoda, rodzaj obuwia, interakcja podłoże-obuwie) [5-7].

Do zrozumienia zjawisk zachodzących w stawie kolanowym można wykorzystać modelowanie numeryczne pozwalające wykonać analizy dynamiczne i kinematyczne, które mogą pomóc w rozpoznaniu zjawisk zachodzących w tej strukturze. Jest to szczególnie istotne w procesie konstruowania urządzeń mechanicznych wspomagających proces rehabilitacji, dających możliwość monitorowania jej postępów na bieżąco i rejestracji przebiegów wykonywanych ćwiczeń. Takie interdyscyplinarne podejście stwarza warunki do efektywniejszego odzyskiwania utraconej sprawności ruchowej przy jednoczesnym zwiększeniu komfortu i samodzielności użytkownika [8-9].

ZAŁOŻENIA TRADYCYJNYCH TECHNIK REHABILITACJI

Celem rehabilitacji stawu kolanowego jest przywrócenie funkcji ruchowych stawu (zakresu ruchu, siły mięśniowej oraz koordynacji) bez utraty jego stabilności. W czasie rehabilitacji stosuje się zachowawcze leczenie farmakologiczne przeciwbólowe oraz pod okiem fizjoterapeuty lub magistra rehabilitacji pacjent wykonuje zestaw ćwiczeń kinezyterapeutycznych mobilizujących tkanki miękkie oraz wzmacniających wybrane partie mięśniowe [10].

Ośrodki zajmujące się rehabilitacją stawu kolanowego po urazach wewnętrznych więzadeł opracowują własne metody rekonwalescencji, które najczęściej opierają się na tych samych zasadach. Niestety nie ma jednolitych procedur określających przebieg takiego procesu. Ćwiczenia stosowane podczas rehabilitacji można podzielić na dwa rodzaje:

- z zastosowaniem łańcucha kinematycznego o strukturze otwartej,
- z zastosowaniem łańcucha kinematycznego o strukturze zamkniętej.

Ćwiczenia z wykorzystaniem metody łańcucha otwartego charakteryzują się brakiem kontaktu kończyny z podłożem, w przeciwieństwie do ćwiczeń w drugiej metodzie [3, 10, 12].

Niestety brakuje jednoznacznych badań, które wskazywałyby, który typ ćwiczeń jest bardziej efektywny dla rehabilitacji pacjentów po przeprowadzanych zabiegach rekonstrukcji więzadeł. Brak również badań stwierdzających optymalny poziom przeciążenia więzadeł wewnętrznych, dlatego też zalecane jest stosowanie jak najmniejszych obciążeń. Ćwiczenia z zastosowaniem łańcucha kinematycznego o strukturze zamkniętej wywierają na staw kolanowy większą siłę uciskową oraz wywołują współskurcze mięśnia czworogłowego i mięśni kulszowo-goleniowych, co przekłada się na zmniejszenie sił ścinających w stawie kolanowym, które działałyby niekorzystnie na świeżo zrekonstruowane więzadło. Dlatego też wielu specjalistów upatruje wyższości ćwiczeń z wykorzystaniem metody łańcucha zamkniętego, nad tymi wykonywanymi z drugiej metody. Okazuje się jednak, że małe kąty zgięcia w stawie kolanowym w zamkniętym łańcuchu kinematycznym mogą być tak samo niebezpieczne, jak ćwiczenia z wykorzystaniem metody łańcucha otwartego [11, 12].

Oprócz wymienionych wyżej przeciwwskazań dotyczących ćwiczeń z zastosowaniem łańcucha kinematycznego o strukturze zamkniętej oraz otwartej należy:

- unikać ćwiczeń powodujących obciążanie stawu w bieżących pozycjach krańcowych,
- stosować w czasie ćwiczeń dodatkowe napięcie tylnej grupy mięśni uda, aby zmniejszyć przednią siłę ścinającą,
- unikać wewnętrznej rotacji podudzia, która powoduje zwiększone napięcie podudzia i dodatkowo obciąża więzadła.

Model rehabilitacji opracowany i stosowany przez Carolina Medical Center zakłada stopniowe odzyskiwanie utraconego zakresu ruchu w stawie kolanowym po urazie więzadła ACL. W ciągu pierwszych sześciu tygodni pacjent powinien wykonywać ćwiczenia, które umożliwią odzyskanie zakresu ruchu w zakresie od 0-90°, a w okresie od szóstego do dziewiątego tygodnia zakres ten powinien być zwiększony do 120°. W końcowej fazie rehabilitacji powinno dojść do odzyskania pełnego zakresu ruchu (tj. do około 130°). Natomiast po urazach PCL należy ograniczyć zginanie kolana do około 45°, by uniknąć generowania nadmiernych sił w tym stawie i jego więzadle. Wyprost kolana powinien być realizowany w bezpiecznych granicach od 0 do 60°, jednak w tym przypadku nacisk na staw rzepkowo-udowy może osiągać wartość zbliżoną do maksimum, co może stać się przyczyną dolegliwości bólowych [11-13].

ZAŁOŻENIA METODYKI WŁASNEGO STANOWISKA DO REHABILITACJI

Na podstawie przedstawionej tradycyjnej metody rehabilitacji zdecydowano się na stworzenie uniwer-

salnego stanowiska pozwalającego na kontrolowane i automatyczne wykonywanie ćwiczeń zginania i prostowania kończyny w stawie kolanowym. Jednak w odróżnieniu od istniejących na rynku rozwiązań pacjent w trakcie rehabilitacji z wykorzystaniem projektowanego urządzenia będzie znajdował się w pozycji leżącej bocznej – w przypadku rehabilitacji lewej nogi pacjent leży na prawym boku, a w przypadku rehabilitacji prawej nogi – na lewym. W stosunku do klasycznego podejścia (pacjent w trakcie ćwiczeń zajmuje pozycję siedzącą, lub leżącą na plecach), pozycja leżąca boczna niesie ze sobą ważne zalety. Po pierwsze, siła grawitacji nie działa w płaszczyźnie ruchu, co zmniejsza wymagane siły napędowe. Po drugie, ewentualne niestabilności kolana w płaszczyźnie czołowej są wyeliminowane w skutek podwieszenia kończyny dolnej oraz naturalnej podpory, jaką tworzy ścięgno przekazujące napęd do rehabilitowanej kończyny. Ponadto pozycja izolowana boczna utrzymuje staw kolanowy w małym zwarcu, czyli minimalizuje tarcie powierzchni stawowych. Jest to tym bardziej ważny aspekt, że po długim unieruchomieniu kończyny powierzchnie stawowe ulegają przerostowi i zwłóknieniu.

Ponadto opracowane urządzenie może aktywnie wspomagać proces rehabilitacji poprzez wymuszanie ruchu rehabilitacyjnego za pomocą napędów elektrycznych (dostępna byłaby również opcja biernego wspomagania ćwiczeń – wykorzystująca tylko elementy urządzenia odciażające kończynę). Przy tym założeniu koniecznym jest, aby urządzenie zapewniało jedynie asystę taką, jaka jest konieczna do wykonania ćwiczenia w pożądanym zakresie kątowym, co zostanie osiągnięte za pomocą zestawu czujników gwarantujących sprzężenie zwrotne oraz blokadę ograniczającą ruch. Zaletą takiego podejścia jest ciągła mobilizacja pacjenta do wykonywania ćwiczeń, tj. gdy przykładana siła wspomagająca ruch jest zbyt mała, pacjent nie jest w stanie wykonać ćwiczenia, natomiast gdy jest za duża – pacjent przestaje aktywnie uczestniczyć w ćwiczeniu. Nieodpowiednia wielkość siły może nawet skutkować pogorszeniem się stanu pacjenta [14].

Zaletą zaprojektowanego urządzenia jest możliwość takiego jego rozszerzenia, by można było wykonywać ćwiczenia rehabilitacyjne stawu biodrowego.

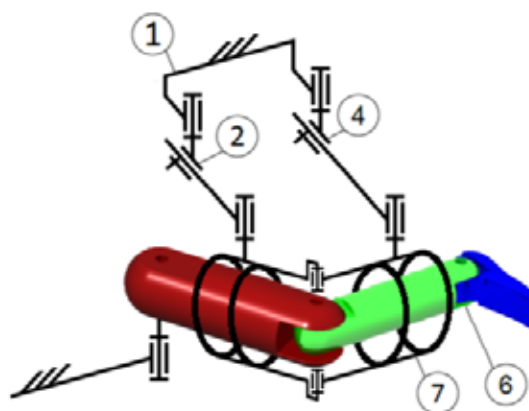
PROPOZYCJA REALIZACJI URZĄDZENIA

Na podstawie założeń, przedstawionych w poprzednim rozdziale, zaprojektowano stanowisko do rehabilitacji stawu kolanowego. Na rys. 1 przedstawiono jego schemat kinematyczny a na rys. 2 projekt 3D tego urządzenia. Koncepcja działania jest bardzo prosta i polega na poruszaniu kończyną dolną pacjenta (6) umocowaną w specjalnej ortezie (7) z zastosowaniem dwóch siłowników roboczych ruchu

liniowego (2, 4) przymocowanych do ramy (1). Sama orteza jest połączona parą obrotową V klasy na wysokości stawu biodrowego z nieruchomą ramą (1) lub mechanizmem nastawczym (3) umożliwiającym dobranie wymiarów urządzenia do konkretnego pacjenta. Końcówka tłoczyska siłownika (2) jest przymocowana za pomocą identycznej pary V klasy do części udowej ortezy – na wysokości środka ciężkości uda, natomiast końcówka siłownika (4) do części goleniowej na wysokości środka ciężkości podudzia.

Warto w tym miejscu zaznaczyć, że zaprojektowane w ten sposób stanowisko pozwala na kontrolowane ćwiczenia zginania i prostowania zarówno w stawie kolanowym, jak i biodrowym. Przy rehabilitacji stawu kolanowego można skorzystać z siłownika roboczego (4) podczas gdy drugi siłownik (2) byłby unieruchomiony. Przy wykonywaniu ćwiczeń rehabilitacyjnych stawu biodrowego wykorzystywane są oba siłowniki – konieczny jest takie programowe sprzężenie wysuwu tłoczków, aby staw kolanowy pozostawał nieruchomy.

Poprzez odpowiednią rozbudowę programu sterującego siłownikami można także wspomagać pacjenta wykonującego bardziej zaawansowane ćwiczenia rehabilitacyjne kończyny dolnej.



Rysunek 1. Schemat kinematyczny stanowiska do rehabilitacji stawu kolanowego (1 – rama, 2, 4 – siłowniki, 6 – kończyna dolna pacjenta, 7 – orteza)

Ruchliwość tego mechanizmu można wyliczyć ze wzoru strukturalnego Grublera dla mechanizmów płaskich

$$w = 3 \cdot n - p_4 - 2 \cdot p_5 = 3 \cdot 6 - 2 \cdot 8 = 2$$

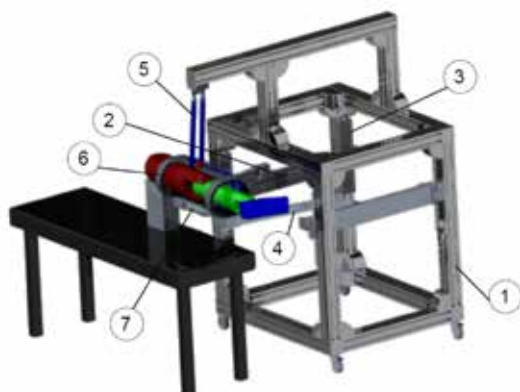
gdzie:

n – liczba członów mechanizmu,

p_4 – liczba par kinematycznych klasy IV,

p_5 – liczba par kinematycznych klasy V.

Z przeprowadzonej analizy ruchliwości wynika, że mechanizm ma dwa stopnie swobody i potrzebne są dwa napędy liniowe do jego funkcjonowania.



Rysunek 2. Wizualizacja stanowiska do rehabilitacji stawu kolanowego (1 – rama, 2 – siłownik wspomagający ruch uda, 3 – mechanizm nastawczy, 4 – siłownik wspomagający ruch goleni, 5 – cięgno elastyczne, 6 – kończyna dolna pacjenta, 7 – orteza).

Dokładniejsze szczegóły konstrukcji urządzenia przedstawia rysunek 2. W odróżnieniu od istniejących na rynku rozwiązań pacjent w trakcie rehabilitacji z wykorzystaniem projektowanego urządzenia będzie zajmował pozycję leżącą boczną, tak aby ćwicząca kończyna znajdowała się u góry. Rozwiązanie to dodatkowo eliminuje niestabilności kolana w płaszczyźnie czołowej poprzez podwieszenie kończyny rehabilitowanej na specjalnym cięgnie elastycznym (5).

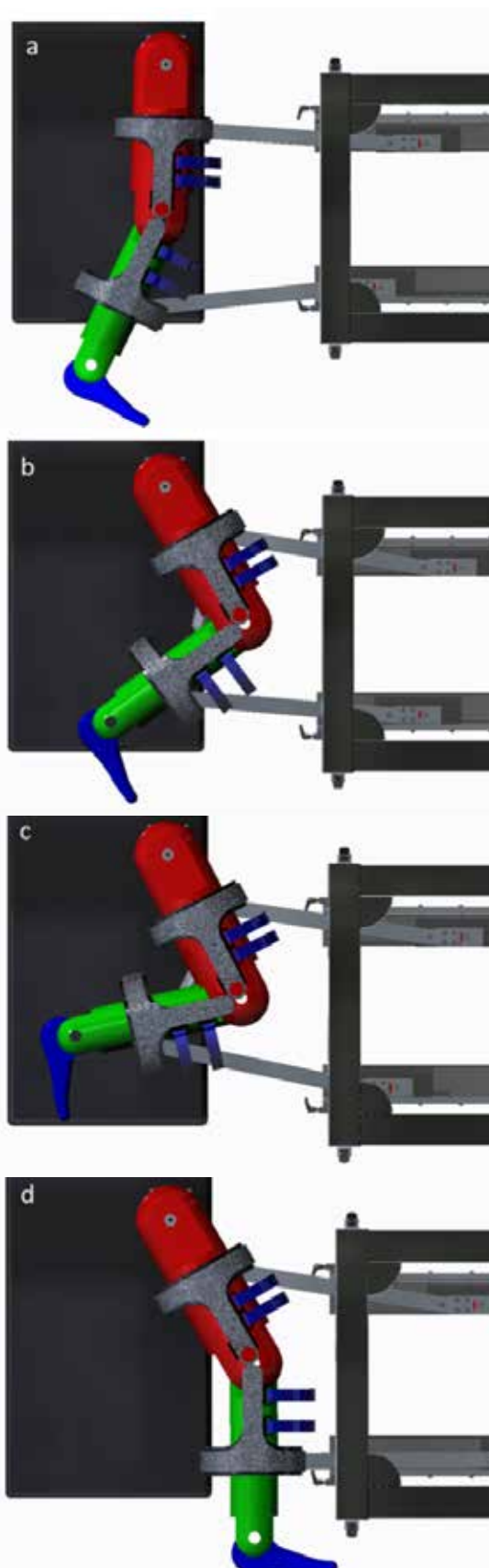
Na rys. 3 pokazano kolejne fazy ćwiczenia polegającego na prostowaniu i zginaniu kończyny w stawie kolanowym.

PODSUMOWANIE

W pracy zaprezentowano stan prac nad oryginalnym, własnym stanowiskiem do rehabilitacji stawu kolanowego. Proponowane rozwiązanie jest innowacyjne, nie opracowano dotychczas podobnych urządzeń. Może ono być wykorzystane do wspomagania pacjentów cierpiących na uszkodzenia więzadeł wewnętrznych (głównie ACL) w procesie dochodzenia do zdrowia tak, aby było ono bardziej efektywne.

Zaprezentowane urządzenie daje możliwość samodzielnej realizacji ćwiczeń rehabilitacyjnych redukując zaangażowanie personelu w tym procesie. W skali globalnej może to znacząco zredukować koszty leczenia i przyczynić się do popularyzacji urządzeń o tym przeznaczeniu. Dla określonych przypadków bólowych i dolegliwości chorobowych istnieje również możliwość aktywnego wymuszenia ruchu z wykorzystaniem dodatkowych napędów zewnętrznych.

Urządzenie przeznaczone jest do stosowania w poradniach, oddziałach i centrach rehabilitacyjnych oraz innych ośrodkach medycznych zajmujących



Rysunek 3. Kolejne fazy ćwiczenia z wykorzystaniem urządzenia (a – zgięcie kolana 30°, b – zgięcie kolana 90°, c – zgięcie kolana 120°, d – faza wyprostowana)

cych się rehabilitacją przez wykwalifikowany personel medyczny (lekarze, rehabilitanci, fizjoterapeuci) i specjalistów medycyny manualnej. Zbierane w trakcie ćwiczeń dane pomiarowe mogą przyczynić się do lepszej oceny stanu pacjenta, oraz postępów rehabilitacji.

BIBLIOGRAFIA:

- [1] Pasierbiński A. Rehabilitacja po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, „Acta Clinica” 2002, nr 1, Tom 1, s. 86-100.
- [2] Kakarlapudi T. K., Bickerstaff D. R. Knee instability: isolated and complex. „British Journal of Sports Medicine” 2000 nr 34, s. 394-400.
- [3] Wardak M. Ocena funkcji stawu kolanowego po jednoczasowej rekonstrukcji wielowięzadłowej i rehabilitacji pooperacyjnej. praca doktorska, 2012.
- [4] Achimowicz A. Wybrane modele rehabilitacji po pierwotnej rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. praca magisterska, 2011.
- [5] Alentorn-Geli E., Prevention of noncontact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: mechanisms of injury and underlying risk factors, „The Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy” Springer 2009, nr 17, s. 705-729.
- [6] Andrzejewski T. Leczenie uszkodzeń więzadeł krzyżowych stawu kolanowego. „Fizjoterapia Polska” 2004, nr 4 (4), s. 331-336.
- [7] Koga H. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries, Knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. The American Journal of Sports Medicine, 2010, nr 11 (38), s. 2218-2225
- [8] Tejszerska D., M. Gzik M., Waloński W., Gąsiorek D., Gzik-Zroska B. Interaktywne urządzenia do rehabilitacji kończyn dolnych, „Modelowanie Inżynierskie”, 2009, nr 38, s. 243-250.
- [9] Mianowski K., Kaczmarek W., Kamiński G., Rosolek R., Stańczuk M. Stanowisko do rehabilitacji kręgosłupa metodą dynamiczną. „Pomiary Automatyka Robotyka”, R. 19, Nr 4/2015, 55-62, DOI: 10.14313/PAR_218/55.
- [10] Kosińska A. Metody odbudowy pełnego zakresu ruchu stawu kolanowego u pacjentów po rekonstrukcji ACL. „Rehabilitacja w Praktyce”, 2012, Nr 6, s. 32-35.
- [11] Krysiak M. Projekt konstrukcyjny urządzenia do rehabilitacji stawu kolanowego, praca inżynierska, 2015
- [12] Brotzman S., Wilk K. Rehabilitacja ortopedyczna. Pod red. A. Dziaka. T. 2. Wrocław: Urban & Partner, 2011
- [13] Brown D. E., Neumann R. D. Sekrety ortopedii. Pod red. A. Dziaka. Wyd. 1. Wrocław: Urban & Partner, 2006
- [14] Danek K. A. Lower Limb Motor Coordination and Rehabilitation Facilitated through Self-Assist, praca doktorska, 2008

Roboty w służbie medycyny



RobinHeart

polski produkt, współpraca
FRK - Meden-Inmed

Vertimo Hi-Lo Step

polski produkt, współpraca
PIAP - Meden-Inmed



Więcej informacji na:

www.meden.com.pl 

Proprioceptive hand rehabilitation system with progress measurement

Artykuł recenzowany

PRACA ZGŁOSZONA DO KONKURSU

MAREK
TRĄCZYŃSKI,
KRZYSZTOF
KOZŁOWSKI,
PIOTR SAUER

Instytut Automatyki i Robotyki,
Politechnika Poznańska

Słowa kluczowe:
urządzenia do rehabilitacji,
rehabilitacja dłoni

Key words:
medical devices for
rehabilitation,
hand rehabilitation system

Streszczenie

Artykuł bazuje na pracy magisterskiej głównego autora, o takim samym tytule. Celem pracy było zaprojektowanie i wykonanie systemu do rehabilitacji dłoni. Urządzenie jest przeznaczone dla osób z urazami neurologicznymi i ortopedycznymi, powstałymi w wyniku udaru mózgu, chorób układu mięśniowo-kostnego oraz urazów kończyny górnej. System wykorzystuje zdolności neuroplastyczne tkanki nerwowej do tworzenia nowych połączeń i samonaprawy, poprzez stymulację układu proprioceptywnego. Urządzenie zostało wyposażone w czujniki siły, serwomechanizmy cyfrowe oraz sterownik bazujący na mikrokontrolerze. System może pracować autonomicznie. Podłączony do komputera pozwala rejestrować postępy leczenia. Zostały przeprowadzone testy funkcjonalne zaprojektowanego urządzenia. Na ich podstawie i pomysłów autora zaproponowano kierunki jego rozwoju.

Abstract

Article is based on the main author's master's thesis with the same title. The aim of the work was to design and build hand rehabilitation system. Designed device is intended for people with neurological and orthopedic injuries arising from stroke, musculoskeletal diseases and upper limb injuries. The system uses the neuroplastic abilities of nerve tissue to create new connections and healing itself through stimulation of proprioceptive system. The device is equipped with force sensors, digital servomechanisms and control unit based on the microcontroller. The system can work autonomously. Connected to PC allows to register the progress of treatment. Functional tests of designed device were performed. Basing on them and author's ideas development directions were proposed.

INTRODUCTION

Nowadays the number of people in need of rehabilitation is increasing. This number, according to the WHO data, is estimated as the 15% of the world's human population. It means over a billion of people

- is affected by the form of disability. From 110 million
- for up to 190 million of these people have difficulties in everyday activities [1].
- Disability growth rate can be related with:
 - increasing life expectancy,

- rise in number of people suffering from civilization diseases like stroke, (the second leading cause of death and the third leading cause of disability [2]), rheumatic diseases and the like,
- increasing number of people after injuries caused by car accidents (every year from 20 to even 40 million people lose their moving abilities due to accidents [3]),
- more and more popular extreme sports.

Expect the basic assumption of rehabilitation – preventing the disability, rehabilitation leads to improvement of life quality and health. It is also a tool allowing handicapped people decrease the consequences of accidents and diseases and lead independent, everyday life. In 2014 WHO announced global disability action plan for years 2014-2021 consisting of, inter alia, removing the barriers, improving access to health services and strengthening rehabilitation meaning [4]. Authors of this article decided to sign in the program and design device focused on hand's rehabilitation.

Designing of the system was preceded by overview of proprioceptive hand rehabilitation techniques and devices available on the market. Furthermore, knowledge concerning hand's kinematics was also necessary. Figure 1 shows the simplified kinematics model of a hand, where a) is a Flexion Extension Joint, b) is a Flexion Extension and Abduction Adduction Joint.

TECHNIQUES OF PROPRIOCEPTIVE REHABILITATION

Practicing the proprioception exercises is advisable in neurological diseases or injuries of musculoskeletal system and in preventing traumas. The rehabilitation trainings can be divided (from the patients side of view) on [6]:

• Single or multi joint active movement.

During this training patients actively moves a limb, limb segment or the whole body. It consists of upper limb exercises, like reaching to or grasping a target with or without additional sensory feedback (e.g. vision) and directed reaching or grasping with or without assistance. Lower limb tasks are such as stepping on specific targets. This type of rehabilitation can be robot-aided, where movements are guided by online haptic feedback.

• Single or multi joint passive movement – repetitions of passive limb/joint movement.

These exercises requires some type of passive motion apparatus and are focused either on single joint (wrist or knee) or multi-joint movement (fingers movement or assisted reaching via robotic arm).

• Balance training

Exercises consists of multitude activities including walking and stair stepping exercises, single and

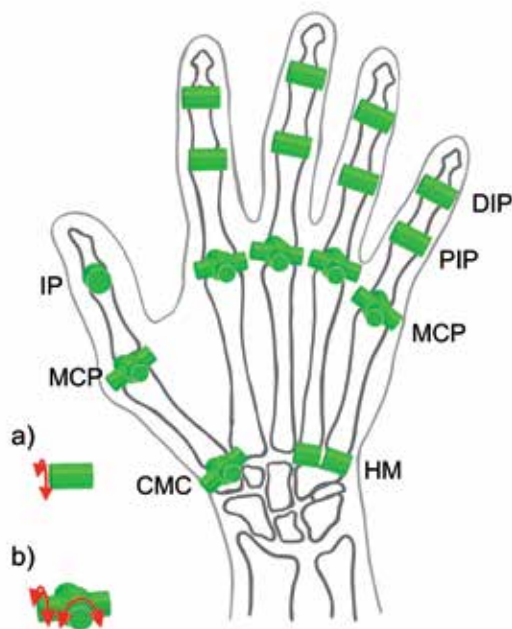


Figure 1. Kinematics of the human hand. Drawn based on [5]

double leg balance with and without vision, sit-stand exercises, standing, walking, or jumping on stable and unstable surfaces and specific sport exercises, conventional balance training exercises (e.g., balancing on a tilt board), the exercises, including bridging in supine position or maintain sitting or standing balance, were carried out with subject's feet on the vibratory device.

• Somatosensory stimulation training

This type of training included different form soft stimulation that was used exclusively to somatosensation like: vibration of whole-body or local, single segment vibration, other forms of stimulation included thermal stimulation, multisomatosensory stimulation, magnetic stimulation, electrical stimulation, and acupuncture.

• Somatosensory discrimination training

In this method focused on the ability to discriminate between two somatosensory stimuli. These discrimination training consisted of haptic discrimination (e.g. active exploration of objects with the hand), tactile discrimination (of textures), wrist or ankle joint position, and wrist joint velocity discrimination tasks.

• Combined/multiple systems training

Done by using two or more types of training from categories mentioned above.

OVERVIEW OF HAND REHABILITATION SYSTEMS

The classification of hand's rehabilitation systems can be done in different ways. One of them, used mainly in scientific research is mentioned in previ-

ous paragraph. Another one, commonly used by the rehabilitation's systems manufacturers is as follow:

- **Passive rehabilitation devices**

During the therapy performed by these devices, patient's role is passive. The therapist or device apply the force to the exercised limb.

- **Active rehabilitation devices**

Movement of the joint is performed solely by patient's muscles.

- **Active assisting rehabilitation devices**

Mobilization of the limb is assisted and controlled by a physiotherapist or a device according to the patient's voluntary movements.

DESCRIPTION OF HAND REHABILITATION DEVICE

The goal was to design and build device intended for people with neurological and orthopedic injuries arising from stroke, musculoskeletal diseases and upper limb injuries. Author's intention was to design low weight, low cost, user friendly device, which can lower the physiotherapist involvement in patient's rehabilitation process. As the result passive type, neurological robotic hand rehabilitation device allowing to flex and extend fingers and measure the therapy's progress was built.

In order to facilitate identification of the system, it was called the mark 16. mark 16 allows to move the four fingers attached together and the thumb independly. Movement of mark-16's arms is possible around the thumb's carpometacarpal (CMC) and metacarpophalangeal joint (MCP) simultaneously and around fingers' MCP. In addition, thanks to the additional Degree of Freedom (DoF) over the fingers'

proximal interphalangeal joint (PIP) grasping move is improved. Stiffness of this joint can be adjusted. Device's centers of rotation should be positioned over the person index finger's and thumb's MCPs. Depending on the anatomy and the ailment of patient, the tool can be fitted to the patient's hand in a stepless regulation. Thanks to the symmetry of the mark-16, it can be used either on the right or left hand, just by switching the fingers and thumb supports. Specially designed arms (1, 2 in Figure 2), which leaves the palmar area of hand free, allows to catch and to feel by fingers the objects placed in hand is possible.

Safety of the user was crucial. Thus, to fulfill safety requirement, electronically programmable operation angles, speed and torque limits were implemented. Additionally, mark 16 has mechanical limiters of movement, which prevent the overextension of the joints.

Mark-16 is an independent device with embedded controller. Block diagram of the system is shown below in Figure 3. mark-16 is driven by 2 servos with programmable speed, angles and torque limits. Important elements of the system are force sensors, designed for medical purpose (Fig. 3, FS 1, FS 2). Sensors' small dimensions allowed to fit them in the mark-16 arms. Rehabilitation tool is also equipped with LEDs, which in the passive move mode are used for indicating the motion direction, whereas in force measurement, force direction is shown (Fig. 3, LED1, LED2).

MARK-16 PC SOFTWARE

Device, for reading the parameters and measuring the progress of rehabilitation, uses interface im-

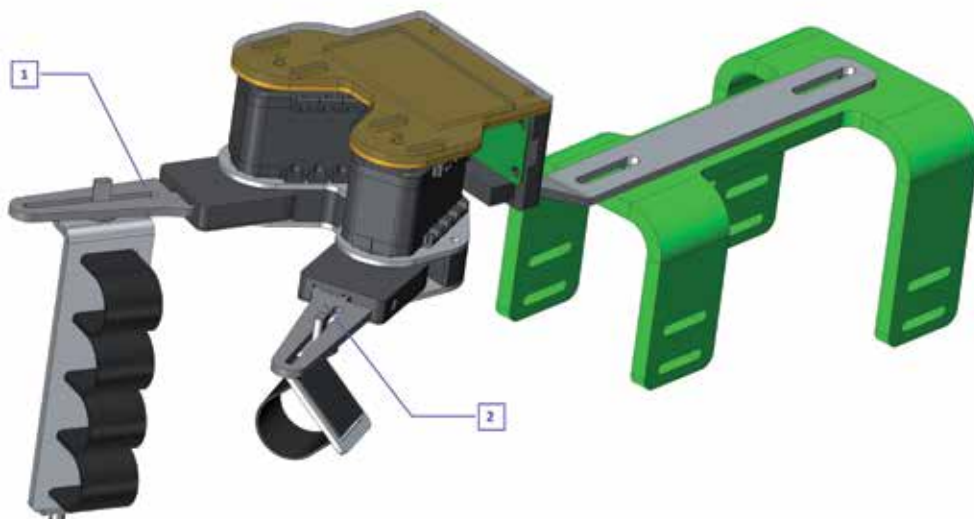


Figure 2. CAD model of the designed system (1, 2 – arms)

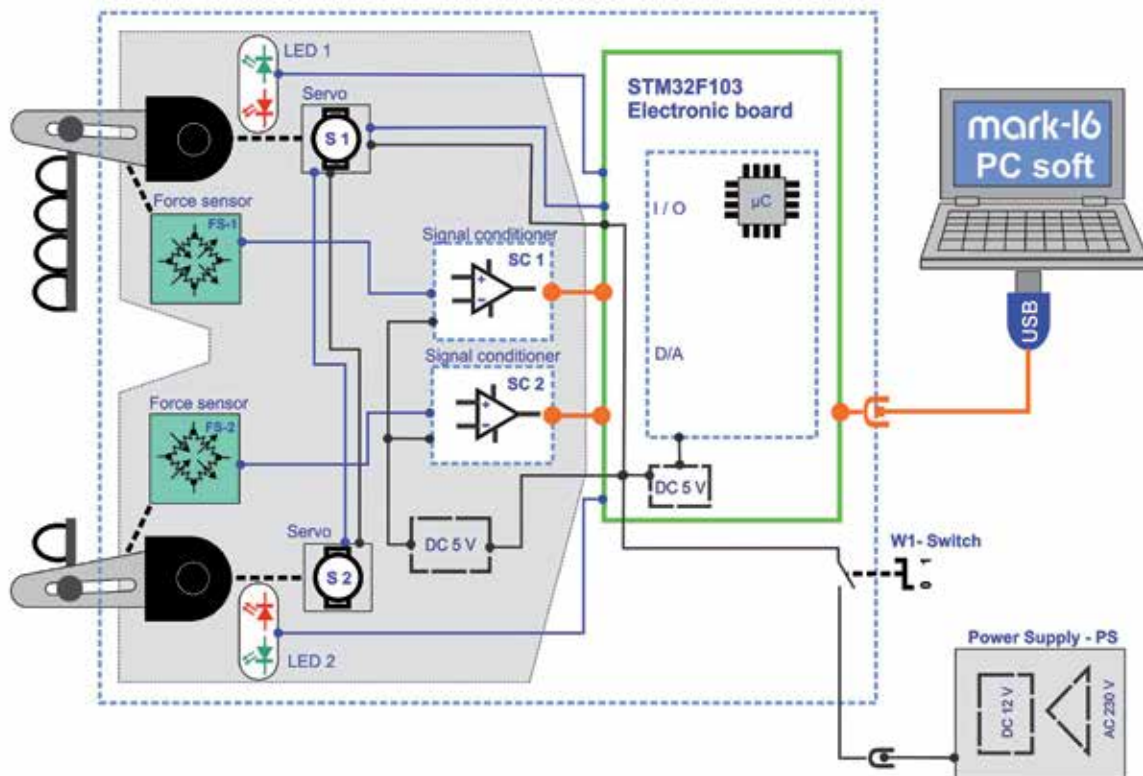


Figure 3. Block diagram of mark-16

plemented on the PC. Its task is to set the current mode, read the possible

Range Of Motion (ROM) angles and data from force sensors. This application allows to chose one of three modes:

1. Force measurement

Currently this state isn't fully implemented. Screen mode has two bar graphs scaled in the percentage of current sensor load used as the force and its direction indicator, while servos are set in the free run mode. Ultimately, the therapist should read force sensor values indicated on the graph bars and values in Newtons. Progress measurement can be done either by comparing this values from different rehabilitation periods, or healthy and disabled hand.

2. Passive movement

It allows for external stimulation stimulation through its fingers movements by the use of servos. These moves influence on the proprioceptive input of the human (stimulates the millions of receptors in skin, joints, ligaments and muscles) and can lead to the activation of the cerebral cortex [7]. Passive moves stimulates the neuroplasticity (possibility of reconstruction the neural connections) and allows to gradually restore the hand functionality.

3. Range measurement

This mode, showed in Fig. 4, allows to capture the ROM between fingers and thumb. Stored values are

displayed on the screen. It is possible to save the values on the hard drive. Comparing the history of this data allows to measure the progress of rehabilitation

FUNCTIONAL TESTS

To check the abilities and ergonomics of mark-16, there were performed tests on the group of 8 healthy people). The aim of the tests was to test the ergonomics of mark 16 as well as checking the possibility of adjusting the device for different hand and forearm sizes.



Figure 4. Screenshot of mark-16 software (range measurement mode)

Tests consisted of:

• Ball squeezing (Fig. 5a)

During the next test the force sensors were checked. One after another ball, varying in the size and force needed to squeeze them, were placed in the hand. During the tests the force sensor load was stored.



Figure 5a. Ball squeezing

• Passive movements (Fig. 5b)

First functional test of the device based on the passive hand movements. The device performed 3 series of 50 grasping and extension motion. During the test the ergonomics and mark-16 behavior were checked.



Figure 5b. Mark-16 in motion – extended hand.

• Objects grasping

The possibility of grasping different shapes was checked. Test was performed on the cylinder. Construction of mark-16 caused the tilting of cylinder. To ensure the correct grip, the shape of the device's arms should be changed.

POSSIBILITIES OF DEVELOPMENT

To improve the functionality of the device, authors defined the directions of developing it. mark-16 allows to move the thumb and all four fingers together. It isn't the natural hand's behavior. Improved system should have fingers separated, to let them flex

and extends individually. Adding a possibility of performing the active rehabilitation, by implementing the force controller, will significantly increase the rehabilitation abilities. Replacing the power supply by a batteries and creating the onboard user interface will make the mark-16 portable system. Study of a hand anatomy and its kinematics should help creating the more ergonomic, imitating the natural moves, bionic hand rehabilitation system. mark-16 can be fitted with EMG signals electrodes. Attaching the electrodes over the muscles of forearm, should allow reading the patient's intentions and help them in rehabilitation training or even grasp objects in everyday life. Creating the game, which uses the external monitor, and its integration with the mark-16 as joystick – controller, should improve the effectiveness of the rehabilitation process. Final version of device should be portable.

SUMMARY

The project objective was to design and make the assisting hand rehabilitation system. During the tests, the influence of the rehabilitation on the improvement of proprioceptive feeling couldn't been checked. Pilot studies on the group of people, showed imperfection of the ergonomics. To cope with different sizes of hands and forearms the extended regulation of a forearm's circumstances should be provided. Additional regulation of distance between the MCP's joint would allow to use the mark-16 on children's hands. Choosing the composites or other modern materials could reduce the current weight of device (550 grams). mark 16 requires tests, research and evaluation done by specialists in physiotherapy, concerning the usage of device in real-life conditions. Presented solution is just the beginning of a way. However authors hopes, that the experience gained during the project will allow to design modern and ergonomic system helping people with diseases, birth defects and injuries.

REFERENCES

- [1] WHO fact sheet [online]. Available: www.who.int/mediacentre/factsheets/fs352/en/
- [2] WHO data. [online]. Available: www.who.int/healthinfo/global_burden_disease/en/
- [3] WHO road traffic injuries - fact sheet. [online]. Available: www.who.int/mediacentre/factsheets/fs358/en/
- [4] WHO global disability action plan 2014-2021. [online]. Available: www.who.int/disabilities/actionplan/en/
- [5] Chen, I.M., Li, K., Lim, C.K. & Yeo, S.H., 2011. Development of finger-motion capturing device based on optical linear encoder, Journal of Rehabilitation Research & Development 48, pp. 69-82.
- [6] I-Ling Yeh Joshua E. Aman, Naveen Elangovan and Jürgen Konczak. The effectiveness of proprioceptive training for improving motor function: a systematic review. [online]. Available: www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4309156/
- [7] M.S. Kaplan. Plasticity after brain lesions: contemporary concepts. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 1988.

Robot chirurgiczny Robin Heart Tele – następca Robin Heart mc²

Artykuł recenzowany

Streszczenie

W artykule opisano innowacyjną koncepcję platformy narzędziowej umożliwiającą operowanie za pomocą jednego ramienia robota pozycjonującego. W 2009 r. podczas testu in vivo modelu zwierzęcego operacji pomostowania wieńcowego udowodniono przydatność zupełnie nowej koncepcji robota modułowego nazywanego Robin Heart mc². To największy do tej pory robot z rodziny Robin Heart – sterowany przez jednego operatora – zastępuje trzy osoby przy stole operacyjnym: chirurga asystującego (dwa narzędzia), operator toru wizyjnego (endoskop) oraz głównego chirurga (dwa narzędzia chirurgiczne). Po raz pierwszy wprowadzono w nim platformę narzędziową – de facto pełnego mini robota chirurgicznego – zamontowanego na jednym ramieniu robota. Zaprezentowany robot nowej generacji rozwija tę koncepcję wprowadzając oryginalne rozwiązania konstrukcyjne zwiększające możliwości funkcjonalne.

Abstract

This article describes an innovative concept of a tool platform that allows to operate with one arm of a positioning robot. In 2009, during the in vivo animal model of coronary artery bypass surgery, a completely new concept of a modular robot named Robin Heart mc² was demonstrated and its usefulness proven. This is the largest Robin Heart robot, operated by one operator, replacing three people at the operating table: assistant surgeon (two tools), endoscope operator and primary surgeon (two surgical instruments). For the first time a tool platform has been introduced – de facto a full mini surgical robot – mounted on one robot arm. The next-generation robot presented here develops this concept by introducing original design solutions that enhance functionality

**ZBIGNIEW NAWRAT¹,
ŁUKASZ MUCHA¹,
KRZYSZTOF LIS^{1,2},
KRZYSZTOF LEHRICH²,
KAMIL ROHR¹,
PAWEŁ KOSTKA^{1,2}**

¹ Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii
im. prof. Zbigniewa Religi, Zabrze

² Politechnika Śląska, Gliwice

Słowa kluczowe:

roboty medyczne,
roboty chirurgiczne,
chirurgia robotowa

Key words:

medical robots,
surgical robots,
robotic surgery

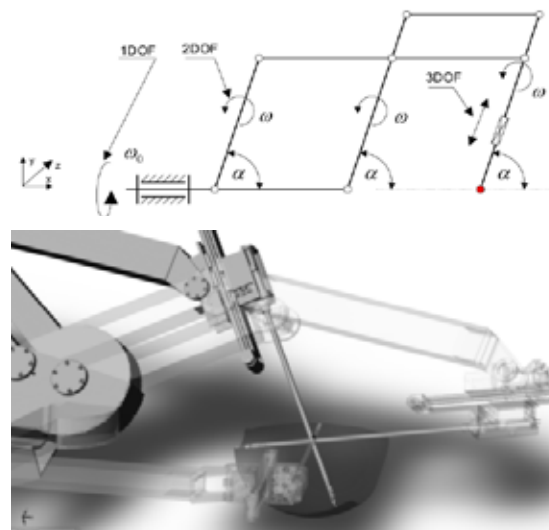
WSTĘP

Genezę powstania projektu robota Robin Heart (RiH) była potrzeba wprowadzenia w pełni funkcjonalnego narzędzia do małoinwazyjnych operacji na sercu. Rodzina manipulatorów Robin Heart powstała w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii im. Prof. Zbigniewa Religi w Zabrze w współpracy ze specjalistami z kilku ośrodków akademickich i przedsiębiorstw. W ramach rodziny polskich robotów Robin Heart w pierwszym okresie, w latach 2000-2003, powstały trzy modele: **Robin Heart 0**, **Robin Heart 1** i **Robin Heart 2**, różniące się m.in. koncepcją sterowania i mocowania. W latach 2007-2008 powstał służący do sterowania położeniem endoskopowego toru wizyjnego robot **Robin Heart Vision**. **Robin Heart mc²** powstał w 2009 roku w odpowiedzi na potrzeby precyzyjnego działania w małym obszarze pola operacji. Sterowanie robotem odbywa się w ergonomicznej konsoli **Robin Heart Shell**. Wprowadzono także oryginalne narzędzia mechatroniczne systemu **Robin Heart Uni**, które można mocować na ramieniu robota lub w specjalnym uchwycie ręcznym [1, 2]. W kolejnych latach (2011-2016) powstał robot toru wizyjnego **Robin Heart PortVisionAble** [3] **Pelikan** [4] i **Robin Heart Tele**. Robin Heart PVA – jako pierwszy – przygotowywany jest do wdrożenia klinicznego w 2017 r.

Projekt zainicjował i prowadzi Zbigniew Nawrat. Projekty były finansowane z kilku grantów Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego, z funduszy własnych FRK oraz przez sponsorów. Kierownikiem pierwszego grantu był prof. Zbigniew Religa, który był wielkim orędownikiem tej nowej technologii operacyjnej. Za prace projektowe i konstrukcyjne odpowiednio odpowiadali, w latach 2000-2009: mechanika – zespół prowadzony przez Leszka Podśkadowskiego [5] (Robin Heart 0, 1), Krzysztofa Mianowskiego (Robin Heart 2), Marka Ciembroniewicza (Robin Heart mc²) – oprogramowanie wykonał Paweł Kostka; następne modele powstały w zespole: mechanicy Krzysztof Lis, Krzysztof Lechrich, Łukasz Mucha (Robin Heart PVA0, Robin Heart PVA1, Robin Heart Pelikan, Robin Heart Tele), elektronika i oprogramowanie pod kierunkiem Kamila Rohra. Duże zainteresowanie robotem Robin Heart, stymulowane również organizowanymi cyklicznie konferencjami w Zabrzu oraz licznymi publikacjami, spowodowało gwałtowny rozwój nowej dziedziny – robotyki medycznej – w wielu ośrodkach akademickich w Polsce.

Robot kardiochirurgiczny jest manipulatorem kopiującym, telemanipulatorem, który składa się z dwóch lub więcej ramion narzędziowych i jednego trzymającego kamerę oraz układu zadawania ruchu wraz z układem sterowania. Operator wykonuje różne zadania, sterując ruchem końcówki roboczej narzędzia przymocowanego do ramienia. Realizacja

mechanicznie ustalonej stałopunktowości robota jest osiągana kinematycznie za pomocą mechanizmu równoległowodów typu RCM (*Remote Center of Motion*) – rys. 1. Projektowanie robotów poprzedzały studia literaturowe oraz badania własne związane z wymaganiami funkcjonalnymi narzędzi podczas wykonywania elementów zabiegu chirurgicznego na tkankach miękkich. Model kinematyki robota Robin Heart przedstawiono w pracach [6, 7].



Rysunek 1. Mechanizm równoległowodów typu RCM (*Remote Center of Motion*) wykorzystany w konstrukcji robotów Robin Heart

STAN TECHNIKI

Operowanie narzędziami prostymi, których długość ma kilkadziesiąt centymetrów polega na wprowadzaniu ich na określoną głębokość w ciele pacjenta i orientowanie poprzez zmianę kąta wprowadzania w punkt stały robota, którym jest miejsce przecięcia powłok ciała pacjenta. Stosowane do tej pory w chirurgii telemanipulatory mają pojedyncze ramię lub zespół ramion, z których każde wyposażone jest tylko w jedno narzędzie. Jeśli chirurg potrzebuje innego narzędzia niż narzędzie zamocowanego na danym ramieniu – asystent wymienia narzędzie, montując nowe do ramienia. W rozwiązaniach tych mocowanie zarówno pojedynczych narzędzi jak i toru wizyjnego na niezależnych osobnych ramionach powoduje ograniczenie pola manewrowego dla poszczególnych ramion i możliwość wystąpienia kolizji podczas przemieszczania narzędzia w polu operacyjnym. Kolejnym problemem jaki wynika z takiego rozwiązania jest ograniczenie dostępu chirurga i aparatury medycznej do pacjenta. Systemy robotyczne powinny umożliwić przejście instrumentów przez wspólny trokar lub rozmieszczenie narzędzi w oddalonych od siebie punktach na ciele pacjenta. Usytuowanie narzędzi blisko siebie powoduje

zmniejszenie przestrzeni manipulacyjnej ramion, oraz ograniczenie możliwości ruchowych samego narzędzia w polu operacyjnym.

Omówione w artykule rozwiązania techniczne są wynikiem dążenia do rozwiązania, które zapewni możliwość operowania kilkoma narzędziami przy wyeliminowaniu kolizyjności ramion telemanipulatora z możliwością 1) wstępnego rozmieszczenia narzędzi i toru wizyjnego w punktach stałych niezależnie od ich orientacji względem siebie, 2) zwiększenia zakresu pracy dla danego narzędzia, 3) zachowania mechanicznej stałopunktowości narzędzi podczas pracy, 4) zachowania minimalnej zajmowanej przestrzeni przez mechanizmy nastawne w polu operacyjnym, 5) uzyskania małej masy samego przyrządu medycznego.

■ ROBIN HEART MC²

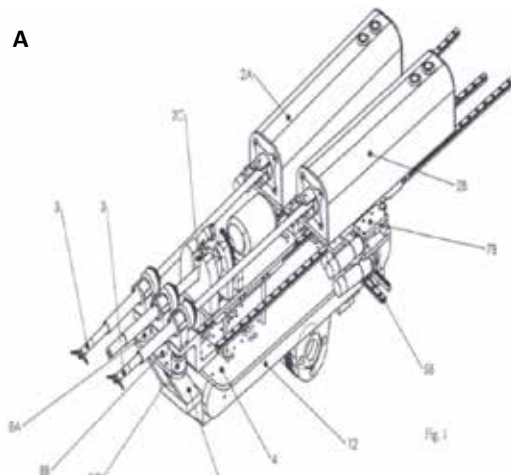
Robin Heart (RiH) mc² jest oryginalną próbą rozwiązania opisywanych problemów – pierwszym modułowym, multizestawnym robotem chirurgicznym. Zastosowano strukturę układu ramion 2 + 1, gdzie dwa zewnętrzne ramiona są ramionami narzędziowymi, a środkowe ramie wyposażone jest w platformę, na której mogą pracować dwa narzędzia robocze typu RiH Uni System oraz tor wizyjny. Nowy model robota był odpowiedzią na wnioski dotyczące funkcjonalności przyjętych rozwiązań modeli robotów RiH 1, 2, 3 oraz Vision zweryfikowanych podczas pierwszych eksperymentów na zwierzętach. Problemy dotyczące kolizyjności pracy ramion robota, szczególnie w warunkach blisko siebie osadzonych (np. podczas pobierania tętnicy piersiowej) narzędzi zainspirowały do zmiany koncepcji przestrzennej, funkcjonalnej i konstrukcyjnej robota [1].

Telemanipulatory stosowane dotychczas w chirurgii mają ramiona, z których każde wyposażone jest tylko w jedno narzędzie. Celem wynalazku [8] było opracowanie rozwiązania, które zapewni możliwość operowania kilkoma narzędziami przy wyeliminowaniu kolizyjności ramion telemanipulatora. Przyrząd (platforma narzędziowa) do wykonywania zabiegów medycznych według zgłoszenia został przedstawiony na rys. 2. Przyrząd zawiera trzy narzędzia: dwa zaopatrzone są w chirurgiczne końcówki robocze, trzecie – zlokalizowane pomiędzy narzędziami 2A i 2B – zakończone jest kamerą endoskopową. Narzędzia osadzone są na wspólnej konstrukcji wsporczej i przyporządkowanych indywidualnie prowadnicach zespołów trakcyjnych. Prowadnice, po których poruszają się narzędzia zawierają listwy zębate, a napęd zespołów trakcyjnych jest realizowany przez koła zębate i silniki bezszczotkowe firmy Maxon. Platforma może być zamocowana na wózku jezdnym osadzonym na szynie zamocowanej przegubowo na końcu ramienia telemanipulatora chirurgicznego. Na rys.

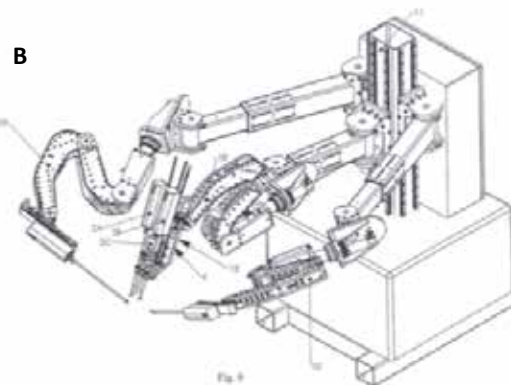
2B przedstawiono schematycznie telemanipulator do wykonywania zabiegów medycznych, który zawiera trzy przegubowe i przesuwne ramiona. Dwa skrajne ramiona telemanipulatora wyposażone są w narzędzia robocze, środkowe ramie posiada opisaną platformę narzędziową, zamocowaną na wózku jezdnym osadzonym na szynie zamocowanej przegubowo na końcu tego ramienia – rys. 3 [1].

Na rys. 4 w przestrzeni wirtualnej pokazano trzy możliwe konfiguracje sprzętowe robota: jedno ramie z platformą narzędziową (2 narzędzia + endoskop, symbolicznie [2 + 1]), klasyczny zestaw trzech ramion (2 narzędziowe + środkowe z endoskopem, symbolicznie [2 + 1]), oraz układ trzech ramion z platformą na ramieniu środkowym (2 + [2 + 1]). Układ napędzany jest silnikami bezszczotkowymi firmy Maxon o różnej mocy. Pierwszy stopień swobody – obrót wokół pierwszej osi realizowany jest przez przekładnię z pasem zębatym, drugi stopień swobody – przez przekładnię falową i kolejne przeguby równoległowodów są sprzęgnięte łańcuchem [1].

A



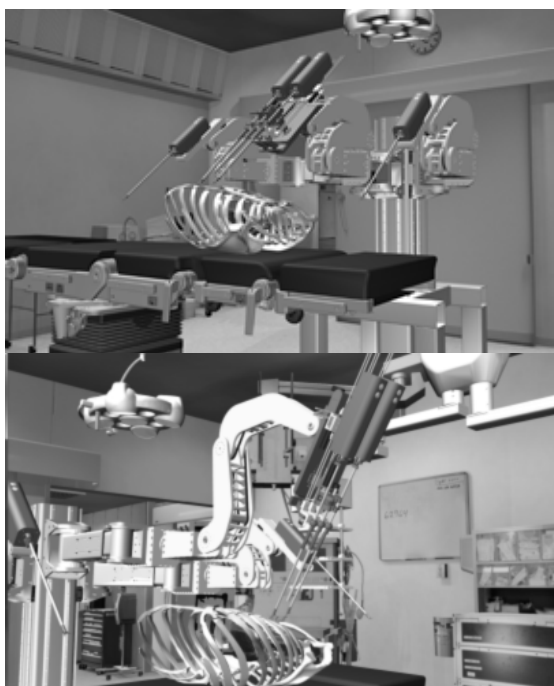
B



Rysunek 2. Schematy konstrukcyjne platformy narzędziowej (A) i robota Robin Heart mc² (B) [8]



Rysunek 3. Robin Heart mc²



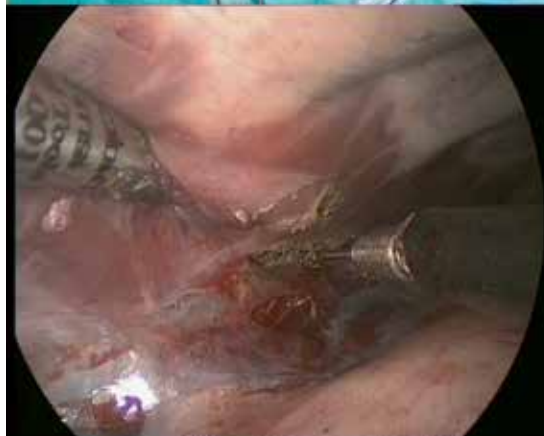
Rysunek 4. Robin Heart mc² w wirtualnej sali operacyjnej zestawie 3 x 1 (klasyczne ustawienie narzędzie-obrazowód-narzędzie), platforma narzędziowa na jednym ramieniu oraz układ 2+(2+1) [narzędzie-platforma (dwa narzędzia i obrazowód)-narzędzie]

W 2009 roku wykonano testy robota na zwierzętach, które potwierdziły słuszność przyjętych założeń – rys. 5 [9].

Robin Heart mc² jest uniwersalnym robotem modułowym, narzędzia można szybko zdemontować z ramienia robota i sterować nimi ze specjalnego uchwytu w dłoni. Prototyp jest udoskonalany i kolejne rozwiązanie platformy narzędziowej zostało wprowadzone do modelu Robin Heart Tele.

■ ROBIN HEART TELE

Robot Robin Heart Tele był wykonany w Fundacji Rozwoju Kardiologii im. prof. Zbigniewa Religi w ramach projektu „TeleRobinSurgery – opracowa-



Rysunek 5. Przeprowadzone testy robota Robin Heart mc² w Centrum Medycyny Doświadczalnej Śląskiego Uniwersytetu Medycznego potwierdziły funkcjonalność przyjętych rozwiązań technicznych

nie i badania nowych rozwiązań technicznych dla zdalnie sterowanych operacji chirurgicznych za pomocą robotów Robin Heart”. PBS1/A3/2/2012 kierowanego przez dr inż. Pawła Kostkę. Projekt, wykona-

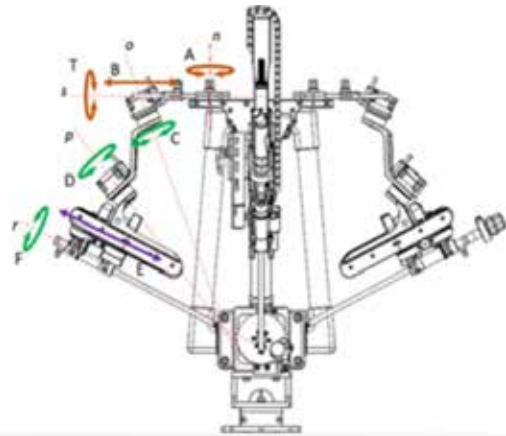
nie, wdrożenie robota było realizowane przez zespół RobinHeartTeam Pracowni Biocybernetyki FRK kierowany przez Zbigniewa Nawrata, za część mechaniczną odpowiadali Krzysztof Lis, Krzysztof Lechrich, Łukasz Mucha [10].

Robin Heart Tele to innowacyjny telemanipulator pracujący w systemie nadążnym Master-Slave, z konstrukcją z materiałów lekkich, zautomatyzowaną mikro-platformą dwóch narzędzi wykonawczych i toru wizyjnego wraz z rozproszonym systemem sterowania z dodatkowym torem pomiarowym dla badań opóźnień, precyzji i warunków bezpieczeństwa podczas zdalnych tele-manipulacji na duże i małe odległości.

Platforma odwzorowująca pełny system 2+1 (2 narzędzia + tor kamery obrazowej) do zrobotyzowanej operacji jest zakładana na główne ramię telemanipulatora zamiennie z pojedynczym narzędziem lub częścią optyczną toru wizyjnego – rys. 6. Na wstępnym etapie projektu przeprowadzono szerokie studia projektowe, spośród których kilka zakończonych projektem CAD zostało porównanych, biorąc pod uwagę m.in. zakres pracy i zasięg mikroramion, wagę platformy, użyte mikronapędy. Jako efekt optymalizacji powstał projekt i wykonany został prototyp platformy złożonej z trzech ramion o 4 stopniach swobody.

Zasadniczą zaletą wynalazku [10] jest znaczne zwiększenie funkcjonalności pojedynczego ramienia wsporczego robota chirurgicznego z jednoczesnym wyeliminowaniem wzajemnej kolizyjności zespołu ramion narzędziowych. Zapewniając zwiększenie funkcjonalności pojedynczego ramienia robota chirurgicznego oraz eliminując kolizyjność zachowano małą wagę całego zespołu ramion narzędziowych oraz dodatkowo zapewniono duży zakres ruchu każdego ramienia narzędziowego oraz zamocowanych na nich instrumentów chirurgicznych.

Przedmiotem wynalazku jest przyrząd medyczny dedykowany dla pojedynczego ramienia robota, zwiększający jego funkcjonalność: o możliwość stosowania większej ilości narzędzi w tym samym czasie, narzędzia mocowane są bezpośrednio na przyrządzie. Zwiększony zostaje zakres ruchu – pracy dla każdego narzędzia, oraz możliwość wstępnego usytuowania-ustawienia narzędzia – położenia punktu stałego na ciele pacjenta dla każdego z narzędzi indywidualnie bez konieczności zmiany położenia robota względem pacjenta (z zachowaniem mechanicznego zabezpieczenia stałopunktowości narzędzi i toru wizyjnego w trakcie zabiegu). Jest to przyrząd do wykonywania zabiegów medycznych w szczególności do wykonywania małoinwazyjnych zabiegów chirurgicznych oraz innych zabiegów medycznych za pomocą narzędzi wsuwanych przez naturalne lub specjalnie wykonywane otwory w powłokach ciała

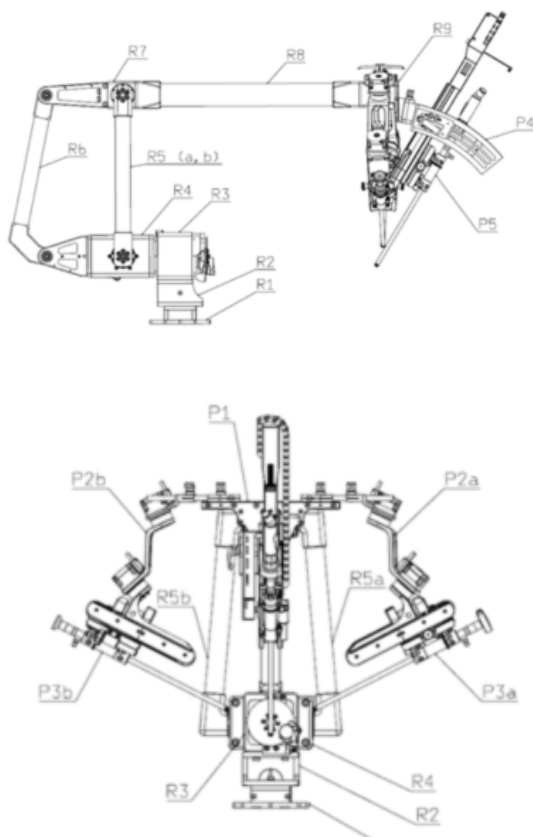


Rysunek 6. Projekt i prototyp mechatronicznej platformy 2+1 (2 narzędzia + optyka toru wizyjnego). To stałopunktowy robot chirurgiczny o zwiększonej sztywności pracy przeznaczony do manewrowania/trzymania toru wizyjnego wraz z co najmniej jednym narzędziem z możliwością wstępnego ustawienia punktów pracy dla wymienionych instrumentów chirurgicznych mocowanych na pojedynczym ramieniu robota. Robot ten charakteryzuje się możliwością wstępnego ustawienia w polu operacyjnym niezależnie od siebie narzędzi znajdujących się na jego ramieniu jak i samego robota względem stołu [10]

pacjenta, oraz innych zabiegów medycznych wymagających znacznej precyzji i telemanipulacji, czyli sterowania na odległość funkcjami wykonawczymi narzędzi. Przyrząd dedykowany jest dla dwóch narzędzi oraz toru wizyjnego. Może być stosowany dla większej ilości narzędzi mocowanych na podstawie platformy. Tor wizyjny może zostać zastąpiony przez narzędzie w przypadku zabiegów gdzie nie jest on wymagany lub stosowany naprzemiennie z narzędziem na ramieniu narzędziowym.

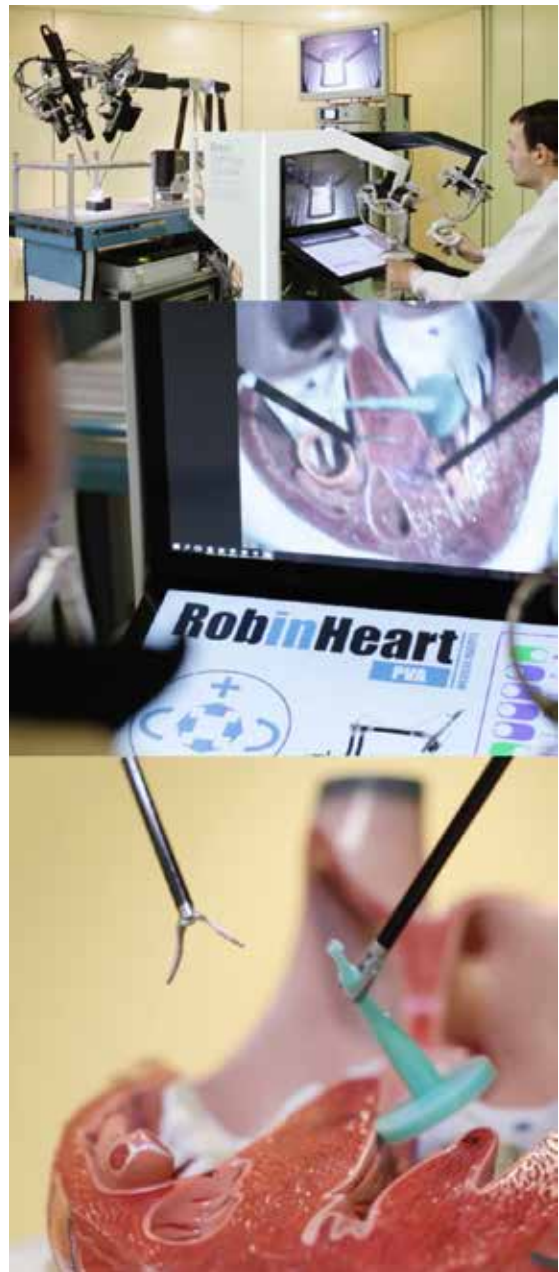
Robot przedstawiony na rys. 7 zbudowany jest z podstawy mocującej R1 do której mocowana jest platforma obrotowa R2 na której osadzone jest kor-

pus nieruchomy wraz z napędem R3. Do wału silnika napędowego utwierdzony jest korpus kątowno-wychylny R4 wraz z jednostką napędową. Do wału silnika mocowane są nogi R5a oraz R5b, natomiast do korpusu R4 mocowana jest obrotowo noga R6. Nogi R5a, R5b, oraz R6 mocowane są obrotowo w korpusie górnym R7. Do korpusu mocowana jest także nieruchomo korpus prowadzący R8 wewnątrz którego znajdują się mechanizmy napędowe połączone z mechanizmem obrotowym R9. Na mechanizmie obrotowym R9 mocowana jest podstawa platformy P1, na której znajdują się mechanizmy ramion narzędziowych P2a oraz P2b, wraz z narzędziami P3a oraz P3b. Na platformie P1 mocowany jest także mechanizm toru wizyjnego P4 wraz z kamerą P5 [10].



Rysunek 7. Schemat konstrukcji Robin Heart Tele [10]

Zespół ramion narzędziowych zawiera trzy ruchome ramiona narzędziowe (P4, P2a, P2b) osadzone na podstawie (P1) przeznaczonej do jej rozłącznego mocowania na ramieniu wsporczym robota chirurgicznego. Robot obecnie jest testowany wraz z konsolą Robin Stiff Flop – rys. 8. System sterowania jest opisany w artykule Dariusza Krawczyka i Piotra Krocza w tym samym numerze Medical Robots Reports 2016.



Rysunek 8. Robin Heart Tele podczas testów w Pracowni Biocybernetyki IPS FRK

■ PODSUMOWANIE

Fundacja Rozwoju Kardiologii im. prof. Zbigniewa Religi prowadzi konsekwentnie prace nad robotem chirurgicznym Robin Heart. Pierwszy z robotów – Robin Heart PortVisionAble – jednoramienny robot toru wizyjnego zastępujący jednego asystenta przy stole operacyjnym w 2017 r. zostanie poddany testom klinicznym. Pierwszą operację z jego użyciem – operację zastawki mitralnej – przeprowadzi Grzegorz Religa.

W ramach rozwoju telemanipulatorów chirurgicznych opracowano nowatorską koncepcję ro-

bota modułowego, multizestawnego z platformą narzędziową i możliwością mocowania narzędzi mechatronicznych również w uchwycie ręcznym. W 2009 r. innowacyjna koncepcja zrealizowana w modelu Robin Heart mc² została przetestowana w eksperymencie na zwierzęciu i pozytywnie zweryfikowana przez kardiochirurgów. Obecnie prowadzone są testy laboratoryjne nowej generacji robota, który nazwano Robin Heart Tele. Wprowadzono w nim zupełnie nowe technologie materiałowe i rozwiązania konstrukcyjne opisane w artykule. Uzyskany zakres ruchu narzędzi pozwala na wykonanie operacji na tkankach miękkich w przestrzeni klatki piersiowej i brzucha. Szczególne nasze zainteresowanie jako twórców robota jest zwrócone w stronę zabiegów kardiochirurgicznych (gdzie obecnie stosowane robot – da Vinci – nie uzyskał pełnej akceptacji) i urologicznych (gdzie uzyskano znaczące postępy i upowszechnienie w zakresie stosowania robotów chirurgicznych). Jesteśmy przekonani, że rozwój robotyki chirurgicznej wymaga wprowadzenia innowacyjnych rozwiązań, nowych robotów o cechach niedostępnych w oferowanych na rynku dzisiaj produktów. Tworzymy kolejne argumenty wskazujące, że Robin Heart stanie się poszukiwanym, bezpiecznym i korzystnym, dla lekarza i jego pacjenta rozwiązaniem.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Nawrat Z., Robot chirurgiczny Robin Heart – projekty, prototypy, badania, perspektywy. Rozprawa habilitacyjna 24/2011. Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, Katowice 2011.
- [2] Nawrat Z., The Robin Heart story. Medical Robotics Reports, volume 1, 2012, 19-21
- [3] Krzysztof Lis, Krzysztof Lechrich, Łukasz Mucha, Kamil Rohr, Zbigniew Nawrat, Robin Heart PortVisionAble – projekt, konstrukcja i wstępne badania. Medical Robotics Reports, volume 3, 2014, 6-22
- [4] Patent PL 208 988 – „Manipulator medyczny” – Twórcy Zbigniew Nawrat, Leszek Podędkowski, zgłoszenie 03.11.2003, udzielenie patentu 16.11.2010r. Wnioskodawca: Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii
- [5] Krzysztof Lis, Krzysztof Lechrich, Łukasz Mucha, Zbigniew Nawrat, Lekki manipulator toru wizyjnego Pelikan / Pelikan light visual track manipulator. Acta Bio-Optica et Informatica Inżynieria Biomedyczna, ISSN 1234-5563, Vol. 22 nr 3 2016, 154-159
- [6] Nawrat Z.: Roboty i manipulatory w medycynie. Mechanika Techniczna. Tom 12. Biomechanika. Red. R. Będziński. Warszawa: IPPT PAN 2011, 753-827.
- [7] Podędkowski L.: Forward and inverse kinematics of the cardio-surgical robot with non-coincident axis of the wrist. SyRoCo 2003, 525-530
- [8] Nawrat Z., Robot Robin Heart 2010 – raport z prac badawczych. Kardiochirurgia i Torakochirurgia Polska. Marzec 2011, tom 8, numer 1, 126-135.
- [9] Patent PL 217 349. Przyrząd do wykonywania zabiegów medycznych oraz telemanipulator do wykonywania zabiegów medycznych. Twórcy: Z. Nawrat, M. Ciembroniewicz. Zgłoszenie 08.09.2010; udzielenie patentu 25.10.2013 r. Wnioskodawca: Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii
- [10] Patent A surgical robot's tool arms assembly EP 3146930 A1 22.09.2015 Twórcy Z. Nawrat, K. Lis, K. Lechrich, Ł. Mucha, K. Rohr. Wnioskodawca: Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii

PODZIEKOWANIA

Projekt robota Robin Heart był finansowany w ramach projektu KBN 8 T11E 001 18, PW-004/ITE/02/2004, grant nr R1303301 i R13 0058 06/2009, projektów NCBiR Robin PVA – nr 178576, TeleRobin – nr 181019 oraz przez Fundację Rozwoju Kardiochirurgii i wielu sponsorów. The project supported in part by the European Commission within the STIFF-FLOP FP7 European project FP7/ICT-2011-7-287728.

Dziękujemy za pomoc w przygotowaniu doskonałych fotografii Panu Mariuszowi Jakubowskiemu z Pracowni Biocybernetyki IPS FRK.

Robin Heart INCITE

– wprowadzenie sprzężenia siłowego dla telemanipulatora chirurgicznego

Robin Heart INCITE – application of Haptic Feedback to Surgical Telemanipulator

Artykuł recenzowany

**ZBIGNIEW
NAWRAT¹,
ŁUKASZ MUCHA¹,
KAMIL ROHR¹,
KRZYSZTOF LIS²,
KRZYSZTOF
LEHRICH²,
DARIUSZ
KRAWCZYK¹,
PÉTER FÖLDES³,
JÁNOS RADÓ^{3,4},
CSABA DÜCSÖ³,
HUNOR SÁNTA⁵,
GÁBOR SZEBÉNYI⁵,
PÉTER FÜRJES³**

¹ Fundacja Rozwoju
Kardiologii – FRK,
Pracownia Biocybernetyki,
Zabrze, Polska

² Politechnika Śląska,
Mechaniczny Technologiczny,
Katedra Budowy Maszyn,
Gliwice, Polska

³ Centre for Energy Research,
Inst. of Technical Physics and
Materials Science – EK MFA,
Budapest, Hungary

⁴ Óbuda University,
Budapest, Hungary

⁵ Budapest Univ. of Technology
and Economics – BME,
Budapest, Hungary

*e-mail: nawrat@frk.pl

Streszczenie

Celem pracy jest przedstawienie rozwoju projektu systemu sterowania robota Robin Heart z zastosowaniem specjalnych mikro-czujników 3D MEMS, dla weryfikacji ich następujących funkcji: 1) sterowanie robotem toru endoskopowego za pomocą mikro-dźwostki zintegrowanego z rękojeścią narzędzia laparoskopowego dla ergonomicznej manipulacji. 2) pomiar wartości i kierunku działania siły pomiędzy szczęką narzędzia laparoskopowego, a organem. 3) diagnostyki tkanek podczas pracy za pomocą czujnika dotykowego 3D umieszczonego w czołowej części narzędzia. Piezorezystancyjne sensory krzemowe zostały zaprojektowane i wykonane przez węgierską firmę EK MFA. Przeprowadzone zostały symulacje MES w celu określenia podstawowych parametrów mechanicznych czujnika. Czujniki zostały pokryte polimerem półprzewodnikowym PDMS (polidimetylosiloksan), następnie przeprowadzono badania wpływu powłoki elastycznej pod kątem czułości i czasu odpowiedzi.

Zgodnie z wymaganiami medycznymi i funkcjonalnymi czujniki dodatkowo zostały pokryte biokompatybilnym elastycznym polimerem. Wykonany został prototyp miniaturowego zadajnika ruchu umieszczonego na części chwytowej narzędzia laparoskopowego. Przeprowadzone zostały testy polegające na orientacji robota w polu operacyjnym za pomocą trójosiowego czujnika siły. Przeprowadzono wstępne testy sensorycznego narzędzia laparoskopowego zintegrowanego z robotem ROBIN HEART i zadajnikiem ruchu Robin Hand. Zrealizowane badania prototypowych czujników wykazały ich użyteczność w układzie siłowego sprzężenia zwrotnego robota. Potwierdzono celowość aplikacji do oceny stanu tkanki i siły zacisku graspera laparoskopowego. Praca została wykonana w ramach projektu EU INCITE finansowana częściowo przez NCBiR.

Abstract

The aim of this work is to demonstrate the applicability and functionality of the Robin Heart robot's control systems integrated with special MEMS based 3D force micro-sensors. Three different robot functions and corresponding detector devices are proposed: 1) Micro-joystick type actuator to be integrated in the hilt of the laparoscope to control easily robotic movement during operation. 2) 1D force sensor located inside the laparoscopic jaw to provide feedback to the surgeon by measuring the grasping strength and 3) 3D (vectorial) force/tactile sensor placed at the tip of the laparoscope which facilitates palpation for tissue diagnostics during operation. The silicon based piezoresistive sensors have been designed and prepared by micromachining technologies in the MEMS Laboratory of EK MFA (Budapest, Hungary). According to the medical and functional requirements the sensors were electro-mechanically integrated and covered by biocompatible elastic polymer (polydimethylsiloxane – PDMS) by BME (Budapest, Hungary). The device geometry was modelled by coupled finite element simulation to determine its expected performance. The effect of the elastic coverage was studied in terms of sensitivity and response time also. Preliminary test of the laparoscopic head equipped with MEMS sensors and integrated in the ROBIN HEART surgery robot system was performed by FRK (Zabrze, Poland). A model of the robot controller using a prototype of 3D force sensor has been also successfully tested during the tests of the functional robot. Studies of the prototypes of “smart” sensory laparoscopes have demonstrated their remarkable usefulness in force feedback robotic systems to recognize the state of tissue and to determine the clamping force of the grasper of surgical system. The international cooperation to develop “smart” laparoscope for robotic surgery was done in the frame of the ENIAC “INCITE” project No.621278 and partially financed by the ENIAC JU and the National Centre for Research and Development (NCBR - Poland) and National Research, Development and Innovation Fund (NKFIA – Hungary).

Keywords:

surgical robot, force sensor, tactile sensor, minimal invasive surgery (MIS), force feedback, haptic

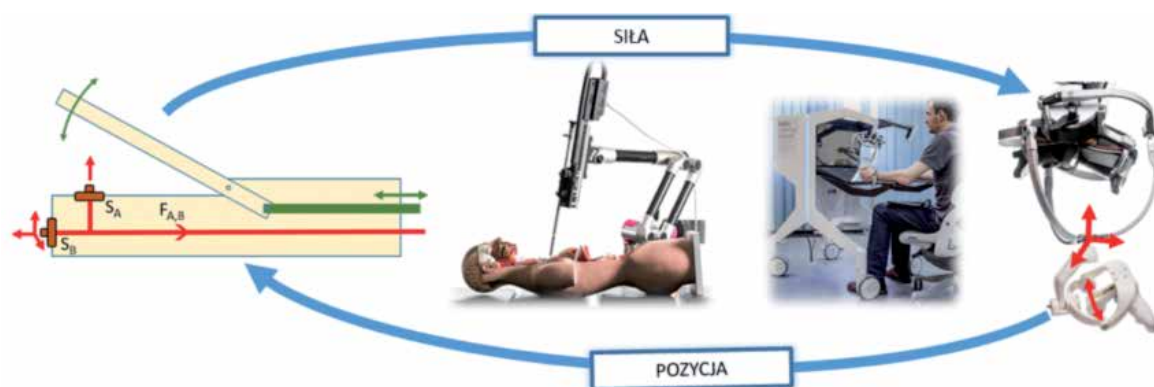
WSTĘP

Robotyka z definicji jest dyscypliną naukową poświęconą projektowaniu i zastosowaniu robotów [1]. Robot w odróżnieniu od automatu, to inteligentne połączenie percepcji (sensorów) z działaniem (pracą mechaniczną).

Robot chirurgiczny dzisiaj to telemanipulator. Podczas pracy takiego robota to lekarz decyduje o wykonywanych przez narzędzia czynnościach wewnątrz pacjenta – obecnie na podstawie informacji obrazowej. Zabieg wykonywany w ten sposób stawia duże wymagania dotyczące jakości obrazu z endoskopu

podczas tzw. wideooperacji [2]. Chirurg, operator robota, zadaje zadania ruchowe i czynnościowe dla narzędzi robota za pomocą trzymanych w dłoni specjalnych dżojstików zwanych zadajnikami ruchu lub z ang. hapticami [3]. Od wielu lat trwają badania nad wprowadzeniem efektywnego sprzężenia siłowego dla chirurga – do tej pory bez powodzenia [2]. Idea sterowania realizującego siłowe sprzężenie zwrotne została przedstawiona na rysunku 1.

Bidard i wsp. dokonali przeglądu i opisu prac projektowych urządzenia wejściowego dla telechirurgii [4]. Dobry haptyczny zadajnik ruchu musi być



Rysunek 1. Schemat rozmieszczenia czujników w efektorze narzędzia, oraz idea siłowego sprzężenia zwrotnego [16]

transparentny. Operator musi się czuć jakby wykonywał zadania zdalnego sterowania bezpośrednio we właściwym środowisku, i swobodnie poruszając się w wolnej przestrzeni, wyczuwać kontakt z napotykanymi przeszkodami (odpowiedniego sprzężenia siłowego i dużej sztywności robota [5].

Może to być definicja intuicyjnego zadajnika ruchu. Są jeszcze zadajniki symboliczne, logiczne – np. typowe programowanie komputerowe robotów, w którym ruch odbywa się przez zadanie określone cyfrowo. W opozycji do przedstawianego podejścia do sterowania, w projekcie Robin Heart zespół badawczy wprowadził ideę sterowania, w którym operator intuicyjnie określa pozycję końcówki roboczej, a samo działanie (rozwijana koncepcja automatyzacji wykonywania zadań) uruchamiane jest za pomocą elektronicznych przycisków i mikrodźwistików (z ustaloną logiką sterowania różnych narzędzi). Koncepcja ta pozwoliła na naturalne wprowadzenie systemu uniwersalnych narzędzi – o takiej samej funkcjonalności jak narzędzie robota, ale orientowanych manualnie [2].

Zadanie wykonania sensorycznego robota Robin Heart jest prowadzone w ramach europejskiego projektu INCITE (ang. *Intelligent Catheters in Advanced Systems for Interventions*). Opracowane narzędzie współpracujące z zadajnikiem ruchu realizującym siłowe sprzężenie zwrotne (ang. *Force Feedback*) pozwoli operatorowi na subiektywne czucie kontaktu instrumentu chirurgicznego z operowanymi tkankami. Wysoka precyzja i ergonomiczny system sterowania robotem odpowiada na współczesne wyzwania dotyczące innowacyjnych narzędzi chirurgicznych i robotów [6].

■ DYNAMIKA NARZĘDZI CHIRURGICZNYCH

W chirurgii, musi być zagwarantowany wysoki poziom bezpieczeństwa. Urządzenia wejściowe – zadajniki ruchu zwane, też interfejsem użytkownika – muszą być wyważone statycznie w celu zminima-

lizowania zmęczenia, a system sterowania powinien wykluczyć przypadkowe ruchy dłoni operatora. Co więcej, rozdzielczość siły sprzężenia zwrotnego powinna być adekwatna do wycucia przez chirurga kontaktu z tkanką i organami, aby właściwie ocenić poprawność ruchu i działania narzędzia. Pełne poczucie obecności wewnątrz pola operacji wymaga poczucia siły w szczękach trzymających tkankę czy igłę oraz oddziaływania siłowego między narzędziami, narzędziem i troakarem. Siły stosowane podczas zabiegów są różne od 0,3 N podczas pomostowania naczyń wieńcowych [7] do 4 N prostopadle i 50 N wzdłuż osi narzędzia podczas operacji pęcherzyka żółciowego [8]. W procedurach telechirurgicznych, amplituda siłowego sprzężenia powinna wynosić 10-20 N, obszar roboczy natomiast 200 x 200 x 200 mm. Urządzenie wejściowe powinno działać w zakresie typowych procedur operacji, tj. 0-15 N [9]. Podobne wyniki otrzymano podczas badań własnych [2]. W pracy *The must-have in robotic heart surgery: haptic feedback* wykazano, że brak sprzężenia siłowego związany jest ze stosowaniem wyższej siły do wiązania supełków 1,32 N w przypadku braku sprzężenia, 1,14 dla sprzężenia siłowego 1:1, oraz 1,02 dla sprzężenia 2:1 [10]. Oznacza to, że sprzężenie siłowe może zapobiegać niewłaściwemu wykonaniu niektórych elementów zabiegu.

Niestety do dzisiaj problem sprzężenia siłowego nie został praktycznie rozwiązany. Powszechnie stosowany amerykański robot da Vinci (około 600 tys. operacji rocznie) 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 ocenę stanu operowanego narzędzia, ponieważ siły te są na poziomie 0,2-1 N [11].

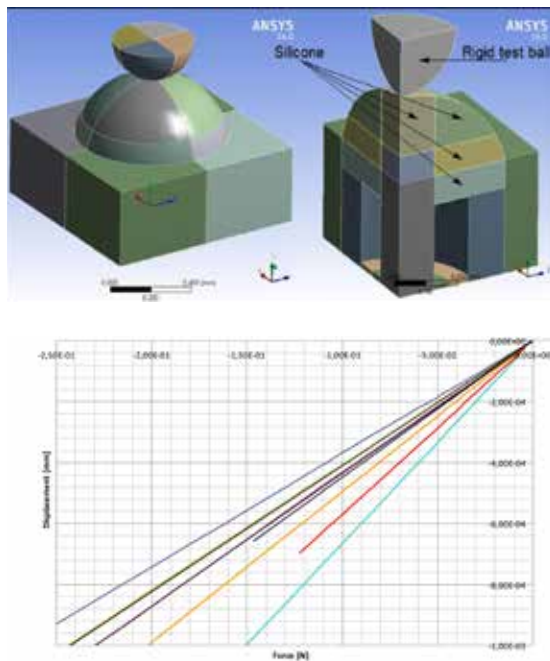
W przypadku zrobotyzowanych narzędzi trudność tkwi głównie w braku dokładnych, małych czujników siły, które mogłyby być elementami pomiarowymi

w końcówce narzędziowej. Zespół badawczy FRK pracuje nad rozwiązaniem dwóch najważniejszych problemów chirurgii z wykorzystaniem robotów: palpacji oraz siłowego sprzężenia z pomiarem w szczękach narzędzia. Pierwsze pozwala na precyzyjną ocenę miejsca akcji chirurgicznej i rozpoznanie stanu patologicznego tkanek (otoczenia), drugie umożliwia precyzyjne operowanie (bezpieczne, precyzyjne chwytanie tkanek, wiązanie węzłów nici chirurgicznych, itp.) [2].

■ CZUJNIK SIŁY 3D

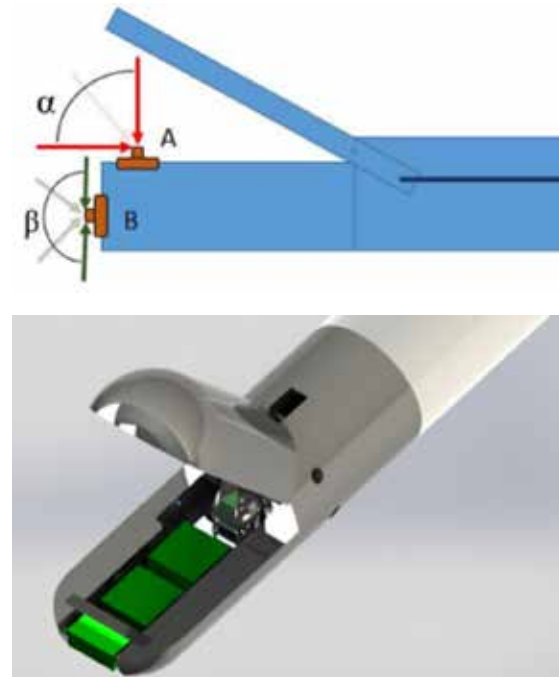
Węgierscy partnerzy projektu INCITE (EK MFA, 3D Silicon) pod kierunkiem Petera Fürjes zaprojektowali i wykonali specjalizowane czujniki do montażu bezpośrednio w części wykonawczej (efektorze) narzędzia chirurgicznego – przeznaczone do realizacji siłowego sprzężenia zwrotnego. Drugim typem opracowanych czujników były sensory mocowane bezpośrednio w części chwytowej narzędzia laparoskopowego, dedykowane dla systemu sterowania – służące jako minidżojstik przeznaczony do kontroli pozycji robota. Czujniki wykonane zostały w technologii MEMS bazując na czterociałowych waflach krzemowych i borokrzemianowych [12].

Aby wyznaczyć dokładne parametry geometryczne (grubości membrany, wymiarów bocznych) oraz czułości wbudowanych piezo-rezystorów zastosowano metodę elementów skończonych (MES), gdzie szczegółowo przeanalizowano parametry (Rys. 2).

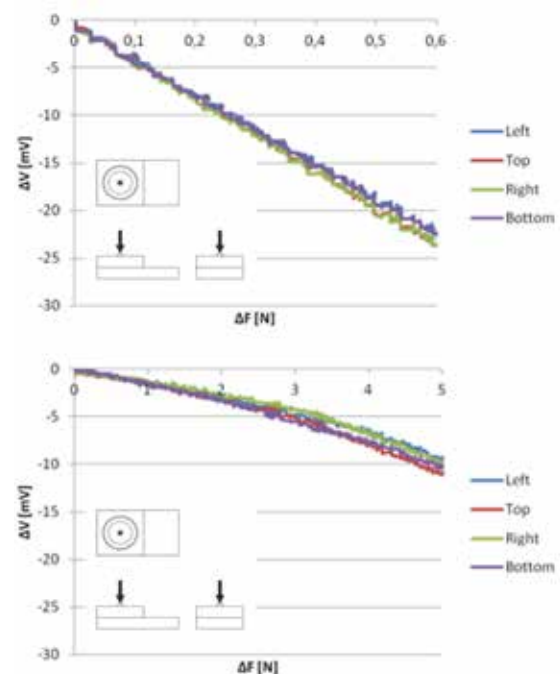


Rysunek 2. Widok modelu czujnika w środowisku Ansys (na górze) oraz wykres siła-odkształcenie dla różnych wartości sztywności silikonu

Następnie przeanalizowano kilka modeli narzędzia wyposażonego w opracowane czujniki i dokonano wyboru najkorzystniejszego rozwiązania (Rys. 3).



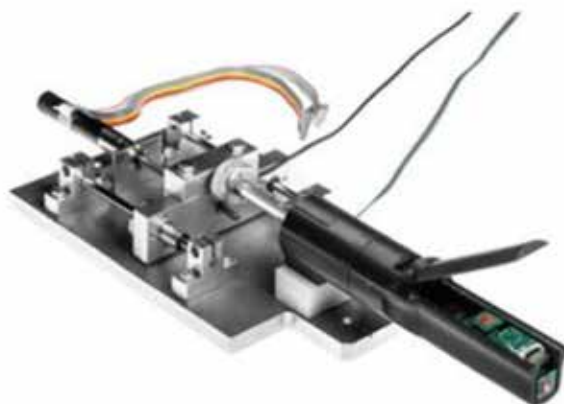
Rysunek 3. Modele CAD narzędzia sensorycznego



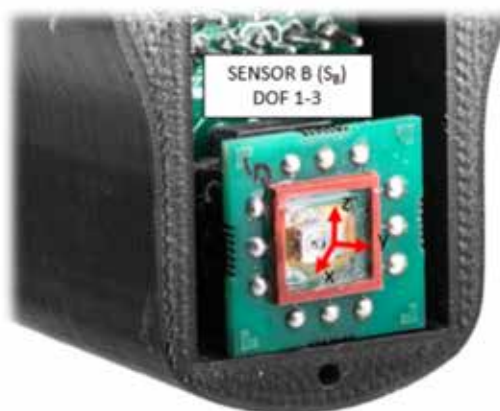
Rysunek 4. Przykładowe wyniki otrzymane dla samego czujnika (u góry) oraz pokrytego PDMS (na dole) – czułość i charakterystyka odpowiedzi elementów czujników dla siły przyłożonej w kierunku prostym



Rysunek 5. Prototypy manipulatora w oparciu o wykonany czujnik siły 4 x 4 mm [17]



Rysunek 6. Stanowisko do kalibracji czujników [15]



W kolejnej fazie projektowania, za pomocą oprogramowania COMSOL Multiphysics, wyznaczono parametry fizyczne – efekt zmiany rezystancji pod wpływem odkształcenia – dla różnej geometrii piezorezystywnego czujnika. Czujniki pokryto specjalną osłoną wykonaną z polidimetylosiloksanu (PDMS). W celu optymalizacji sensora przeznaczonego do pomiaru siły w modelu chirurgicznego chwytaka (graspera) badano wpływ technologii pokrycia warstwą ochronną czujnika na jego czułość. Na rys. 4 przedstawiono przykładowe wyniki otrzymane dla tego samego czujnika bez pokrycia oraz z pokryciem warstwą PDMS (sygnał z czterech elementów czujnikowych w membranie chipa – zwany górny, dolny, prawy, lewy).

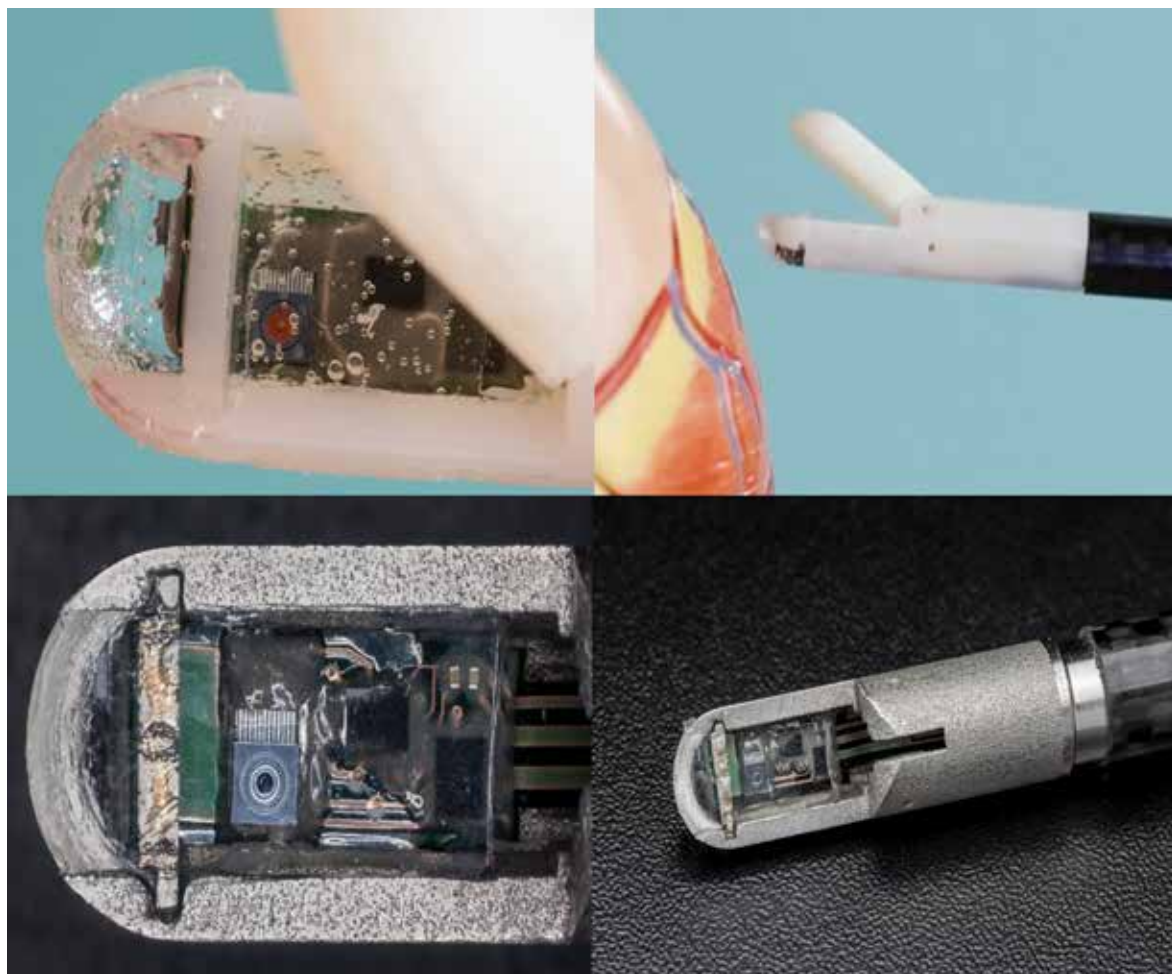
Na potrzeby projektu wykonane zostały trzy czujniki różniące się wielkością, czułością, oraz zakresem pomiarowym:

- pierwszy o wymiarach 1 x 1,25 mm sygnalizujący kontakt narzędzia z tkanką, usytuowany na końcu efektora instrumentu chirurgicznego,

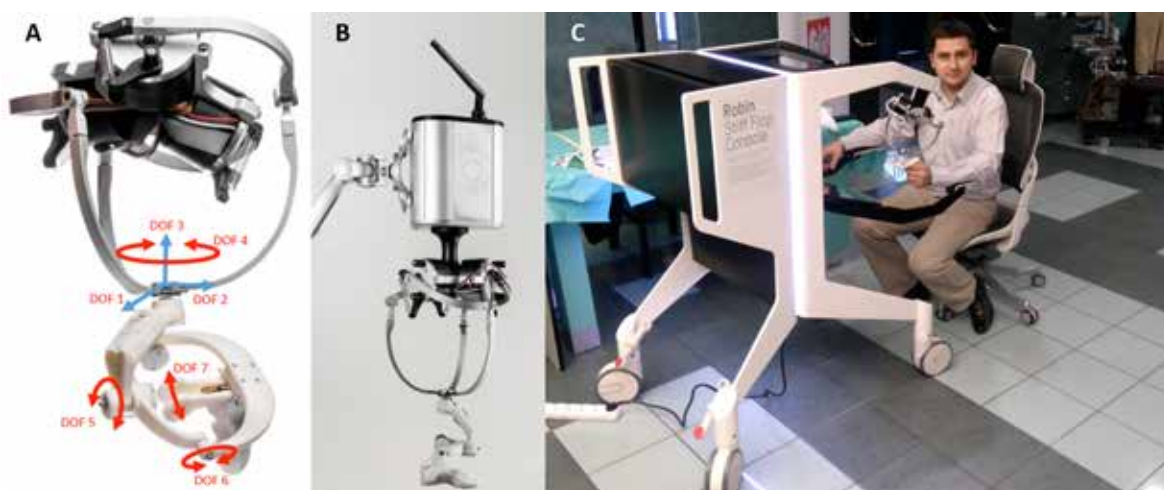
- drugi o wymiarach 2 x 3 mm mocowany wewnątrz narzędzia umożliwiający pomiar siły podczas zaciśnięcia szczęki narzędzia,
- trzeci o wymiarach 4 x 4 mm służący do uruchomienia i sterowania ramieniem robota toru wizyjnego. W czujniku sterującym ramieniem robota zastosowano specjalną osłonę czujnika wykonaną z polidimetylosiloksanu (PDMS).

STEROWANIE ROBOTEM ZA POMOCĄ TRÓJSKŁADOWEGO CZUJNIKA SIŁY

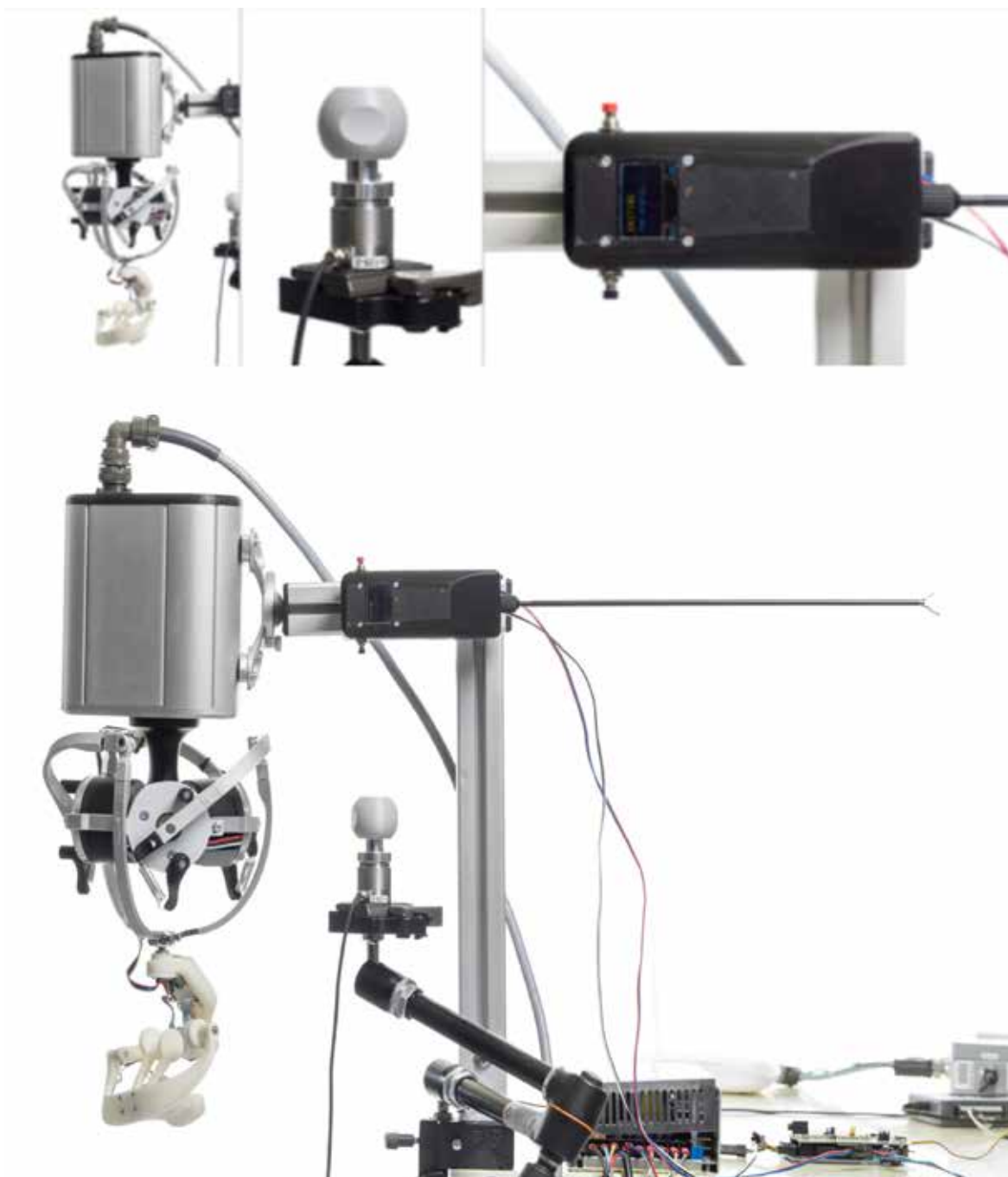
Robot toru wizyjnego zastępuje przy stole operacyjnym asystenta, który trzyma i kieruje endoskopem tak, by na ekranie uwidocznić pracę narzędzi chirurgicznych i wewnątrz pacjenta podczas operacji. Robot może być sterowany za pomocą ekranu dotykowego, pilota lub za pomocą dżoystika zamocowanego na narzędziu (Rys. 5). W prototypie użyto do sterowania czujnika 3D wraz z przełącznikiem umożliwiającym przełączanie pomiędzy poszczególnymi stopniami swobody,



Rysunek 7. Prototyp narzędzia wykonany metodą szybkiego prototypowania z zastosowanym czujnikiem siły: model wykonany z tworzywa sztucznego metodą FDM, oraz kolejna wersja wykonana ze spieku metalu metodą SLM



Rysunek 8. Zadajnik Robin Hand L: a) kinematyka, b) wersja mobilna – komunikacja WiFi, c) konsola sterująca wraz z zaadaptowanym zadajnikiem (projekt Stiff Flop) [6]



Rysunek 9. Demonstrator 1 systemu sprzężenia siłowego

oraz sprzęgłem załączającym pracę robota Robin Heart PVA lub Robin Heart Pelikan. Algorytm sterujący umożliwia sterowanie prędkością przemieszczania się ramienia robota proporcjonalnie do wielkości sygnału z czujnika (siły wywieranej na czujnik).

■ SENSORYCZNE NARZĘDZIA ROBOTA

W kolejnym kroku wykonano dwa prototypy narzędzia: jeden stanowiący część składową stanowiska

• pomiarowego służącego do weryfikacji algorytmu
 • zaimplementowanego w oprogramowaniu sterującym oraz do kalibracji czujników (Rys. 6).
 • Drugi w dwóch wersjach jako prototyp narzędzia przeznaczony do badań funkcjonalnych z robotem (Rys. 7).
 • W kolejnym modelu zastosowano system rozproszony. Sygnał z czujników pierorezystywnych jest przetwarzany przez przetwornik analogowo-cyfrowy na postać cyfrową, dane poprzez magistralę I2C przek-



Rysunek 10. Demonstrator sterowania robotem ze sprzężeniem siłowym. Integracja robota Robin Heart z sensorycznym narzędziem robota

zywane były do układu przetwarzania znajdującego się w górnej części narzędzia obok mechanizmów napędowych. Przetworniki w układzie narzędzia laparoskopowego umieszczono wraz z czujnikami siły na elastycznej płytce drukowanej (typu flex-PCB). Pozwoliło to na zminimalizowanie wpływu zakłóceń na sygnał pomiarowy.

ZADAJNIK RUCHU ZE SPRĘŻENIEM SIŁOWYM

Opracowano oryginalny zadajnik ruchu dla robota chirurgicznego [13, 14]. Zadajnik ruchu Robin Hand wyposażony został w napędy umożliwiające realizację siłowego sprzężenia zwrotnego (stopnie swobody – DOF: 1 do 3), a także dodatkowy obrotowy stopień swobody (DOF 4). Jego najnowsza wersja Robin Hand L przystosowana została do adaptacji na potrzeby projektu Stiff-flop z możliwością realizacji 7 stopni swobody (Rys. 7a). Poprawiona została także ergonomia części chwytowej dopasowana do dłoni operatora. Zadajnik ten dostępny jest w dwóch wersjach: mobilnej – mocowanej na przegubowym ramieniu (Rys. 7b), oraz zintegrowaną konsolą sterującą (Rys. 7c) [6].

Jako etap pośredni integracji czujnika siły 3D z robotami (dla dopracowania programu sterowania

robotem) przygotowano demonstrację modelu podczas konferencji EUROSENSORS 2016 w Budapeszcie składającego się z czujnika siły 6D firmy SCHUNK w obwodzie sprzężenia zwrotnego z narzędziem chirurgicznym sterowanym za pomocą Robin Hand. Na specjalnym ekranie monitora zostały przedstawione animacje ruchu. Przetestowano oprogramowanie i niektóre elementy sprzętowe systemu.

Zgodnie z planem kolejny etap integracji dotyczył zastosowania czujników opracowanych przez węgierski zespół prowadzony przez Pétera Fűrjesa. Połączono mechanicznie i elektronicznie końcówkę narzędzia znajdującą się na ramieniu robota Robin Heart mc² z zadajnikiem ruchu Robin Hand (Rys. 9). Komunikacja pomiędzy systemem czujników a pracą systemu sterowania odbywała się za pośrednictwem interfejsu CAN z własnym protokołem komunikacyjnym. Pomiar siły z wykorzystaniem nowego czujnika (rezystancyjnego) jest realizowany analogowo (mostek Wheatstonea) a następnie przetwarzane na postać cyfrową wyprowadzany jest magistralą I2C. Dalej dane są wysyłane do mikroprocesora z rodziny PIC (zaprogramowanego przez zespół węgierski), który odbiera dane z czujnika, filtruje zakłócenia i końcową obliczoną wartość siły wysyła do innego mikrokontrolera z rodziny STM 32 specjalnie opar-

cowanym protokołem CAN Autobus (zaprogramowany przez zespół FRK) [15]. System z powodzeniem zademonstrowano podczas grudniowej konferencji Roboty Medyczne/Medical Robots 2016.

■ PODSUMOWANIE

Sukces robotów w chirurgii zależy od wielu czynników. Po pierwsze – skutecznych, precyzyjnych mechatronicznych narzędzi. Po drugie – sprawnego, ergonomicznego systemu sterowania. Od tych dwóch czynników zależy bezpieczeństwo i efektywność wciąż rozwijających się technologicznie narzędzi chirurga. Dzisiaj chirurg operuje robotami w których poprawność wykonywanych czynności oceniana jest ze sprzężeniem zwrotnym wzrokowym. Opóźnienia podczas przesyłania obrazu w telemanipulatorach powoduje ograniczenia stosowania teleoperacji, a chirurg generalnie operuje ostrożnie i wolniej niż narzędziami laparoskopowymi. Interfejs człowiek – maszyna HMI (*Human-Machine Interface*) to system komunikacji, który powinien być optymalizowany do określonych zadań. Brak informacji dotykowych, sprzężenia siłowego, upośledza sprawność chirurga podczas operacji i zwiększa ryzyko popełnienia błędu. Lekarze oczekują szybkich postępów w zakresie wdrażania narzędzi o walorach nie tylko manipulacyjnych, ale również informacyjnych.

Badania prowadzone przez polski zespół Robin Heart Team są wspierane obecnie przez węgierski zespół fizyków i inżynierów opracowujących nowe czujniki do zastosowania w robocie Robin Heart. Badania prowadzone z zastosowaniem sensorycznych robotów dowodzą, że wprowadzenie do praktyki klinicznej sensorycznych robotów pozwoli na osiągnięcie pożądaných przez lekarzy i ich pacjentów standardów chirurgicznych. Badania prototypowych czujników wykazały ich przydatność do oceny stanu tkanki (sensor dotykowy) oraz do oceny siły zaciśnięcia uchwytu chirurgicznego dla układu sprzężenia siłowego robota chirurgicznego. Przetestowano pierwsze modele narzędzia z czujnikami, przygotowano specjalne zadajniki ruchu pozwalające na odczucie reakcji siłowej oraz system sterowania. Kolejny – ostateczny demonstrator – w pełni funkcjonalny system robota ze sprzężeniem siłowym oraz narzędzie mechatroniczne ze sprzężeniem siłowym będzie poddany badaniom jesienią 2017 r. Dzięki współpracy finansowanej z projektu europejskiego INCITE (koordynowanego przez Philips) polski robot ma szansę osiągnąć funkcjonalne własności nieobecne w produktach rynkowych dzisiaj. Dzięki wprowadzonych innowacjom można oczekiwać wzrostu zainteresowania robotami chirurgicznymi w dziedzinach, gdzie obecnie stosowane roboty nie spełniły oczekiwań odbiorców, takich jak kardiochi-

urgia. Bezpieczeństwo i precyzja w znacznej mierze zależy od wprowadzenia nowej jakości czułości i komfortu sterowania robotów.

■ ACKNOWLEDGEMENTS

This work was done in the frame of the ENIAC “INCITE” project No.621278 and partially financed by the ENIAC JU and National Centre for Research and Development (NCBR) and the National Research, Development and Innovation Fund (NKFI) via NEMZ_12-1-2014-0005 grant.

■ LITERATURA:

- [1] L., Drabik, E. Sobol, Słownik języka polskiego PWN, Wydawnictwo Naukowe PWN, ISBN: 97883-01173777, 2013.
- [2] Z. Nawrat: Robot Robin Heart – projekty, prototypy, badania, perspektywy, Rozprawa habilitacyjna nr 24/2011, ISBN 978-83-7509-191-5, ISSN 1689-6262, Katowice 2011.
- [3] Ł. Mucha: Interfejs użytkownika robota – przegląd urządzeń zadawania ruchu systemów sterowania telemanipulatorów, Medical Robotics Reports, vol. 4, 2015, s. 39–48.
- [4] Bidard C., Brisset J., Gosselin F.: Design of a high-fidelity haptic device for tele-surgery. Proc. IEEE ICRA 2005, Barcelona, Spain, 2005, 205–210.
- [5] Cavusoglu M.C., Yan J., Sastry S.S.: A hybrid system approach to contact stability and force control in robotic manipulators. Proc. 12th IEEE ISIC 1997, Istanbul, Turkey, 1997, 143–148.
- [6] Ł. Mucha, K. Lechrich, Z. Nawrat, K. Rohr, K. Lis, W. Sadowski, D. Krawczyk, P. KroczeK, Z. Małota: Postępy budowy specjalnych interfejsów operatora robota chirurgicznego Robin Heart, Medical Robotics Reports, vol. 4, 2015, s. 39–48.
- [7] Sallé D., Bidaud P., Morel G.: Optimal design of high dexterity modular MIS instrument for coronary artery bypass grafting. Proc. IEEE ICRA 2004, New Orleans, USA, 2004; 2: 1276–1281.
- [8] Rosen J., Brown J.D., Chang L., Barreca M., Sinanan M., Hannaford B.: The BlueDRAGON – a system for measuring the kinematics and the dynamics of minimally invasive surgical tools in-vivo. Proc. IEEE ICRA 2002, Washington, DC, 1876–1881.
- [9] Iwata H.: Pen-based haptic virtual environment. Proc. IEEE Virtual Reality Annual International Symposium, Seattle, USA, 1993.
- [10] Braun E.U., Mayer H., Knoll A., Lange R., Bauernschmitt R.: The must-have in robotic heart surgery: haptic feedback. Medical Robotics. Ed. V. Bozovic. Vienna: I-Tech Education and Publishing 2008, 9–21.
- [11] Warren S. Grundfest, Martin O. Culjat, Chih-Hung King, Miguel L. Franco, Christopher Wottawa, Catherine E. Lewis, James W. Bisley, Erik P. Dutton, Development and Testing of a Tactile Feedback System for Robotic Surgery. Medicine Meets Virtual Reality 17; J.D. Westwood et al. (Eds.), IOS Press, 2009.
- [12] Z. Nawrat, K. Rohr, P. Fürjes, Ł. Mucha, K. Lis, J. Radó, C. Dücső, P. Földes, W. Sadowski, D. Krawczyk, P. KroczeK, G. Szébenyi, P. Soós, Z. Małota: Robin Heart Force Feedback/Control System Based on INCITE Sensors-preliminary study, Medical Robotics Reports, vol. 4, 2015, s. 11–17.
- [13] Z. Nawrat, K. Lis, K. Rohr, Ł. Mucha: Manipulator of a medical device, Patent USA, US 9393688 B2, 2016.
- [14] Z. Nawrat, K. Lis, Ł. Mucha, K. Lechrich: Rama nośna narzędzia medycznego. Wzór użytkowy, Polska, nr W.123845, 2015.
- [15] Nawrat Z., Rohr K., Fürjes P., Mucha Ł., Lis K., Radó J., Dücső C., Földes P., Sadowski W., Krawczyk D., KroczeK P., Szébenyi G., Soós P., Małota Z.: Force Feedback Control System Dedicated for Robin Heart Surgical Robot, Procedia Engineering; Vol. 168, 2016, Pages 185–188, DOI.org/10.1016/j.proeng.2016.11.213.
- [16] Ł. Mucha, Z. Nawrat, K. Lis, K. Lechrich, K. Rohr, P. Fürjes, C. Dücső: Sterowanie robotem Robin Heart Pelikan z zastosowaniem siłowego sprzężenia zwrotnego / Force feedback control system dedicated for Robin Heart Pelikan, Acta Bio-Optica et Informatica Inżynieria Biomedyczna, ISSN 1234-5563, Vol. 22 nr 3 2016, s.146-153.
- [17] K. Lis, K. Lechrich, Ł. Mucha, Z. Nawrat: Lekki manipulator toru wizyjnego Pelikan / Pelikan light visual track manipulator, Acta Bio-Optica et Informatica Inżynieria Biomedyczna, ISSN 1234-5563, Vol. 22 nr 3 2016, s.154-159 18 Concept of application of the light-weight robot Robin Heart (“Pelikan”) in veterinary medicine: a feasibility study Lis K., Lechrich K., Mucha Ł., Nawrat Z., Med. Weter. Vol.73 No.2 pp.88-91 ref.19, DOI: 10.21521/mw.5640.

Integracja konsoli Robin Stiff Flop z robotem chirurgicznym Robin Heart Tele

Artykuł recenzowany

PRACA ZGŁOSZONA DO KONKURSU
Nagroda Statuetka Robina

Streszczenie

System Robin Heart Tele z rozwiniętą koncepcją platformy narzędziowej jest prototypowym robotem chirurgicznym pracującym w strukturze master-slave. Przedstawiono w pracy autorski system sterowania robota z konsoli Robin Stiff Flop. Całość systemu sterowania robotem w czasie rzeczywistym wykonano w środowisku MATLAB. Weryfikację poprawności działania algorytmu sterującego przeprowadzono wykorzystując model fizyczny oraz model w technologii przestrzeni wirtualnej. Następnie wykonano implementację algorytmu na mikrokontroler z rodziny STM32F4. Działanie systemu sterowania jest badane, modyfikowane i optymalizowane podczas testów robota. Planowany jest rozwój projektu przez dodanie kolejnych stopni swobody i sensorów dla narzędzi układu ze sprzężeniem siłowym.

Abstract

The Robin Heart Tele system, with its advanced platform concept, is a prototype of a surgical robot working in a master-slave structure. Robin Stiff Flop's robotic control system has been featured in the paper. The entire real-time robotic control system was performed in a MATLAB environment. The validation of the control algorithm was performed using a physical model and a virtual space technology model. Then the execution of the algorithm was implemented on the STM32F4 microcontroller. The operation of the control system is tested, modified and optimized during robot testing. It is planned to develop the project by adding more degrees of freedom and sensing for the tools with force feedback.

**DARIUSZ KRAWCZYK,
PIOTR KROCZEK**

Fundacja Rozwoju Kardiologii,
Foundation of Cardiac Surgery
Development,
Pracownia Biocybernetyki, Zabrze

Słowa kluczowe:

system sterowania
telemanipulatorem,
roboty chirurgiczne,
chirurgia robotowa

Key words:

telemanipulator control system,
surgical robots, robotic surgery

WSTĘP

Genezą projektu robota Robin Heart była potrzeba wprowadzenia w pełni funkcjonalnego narzędzia do małoinwazyjnych operacji na sercu. Rodzina robotów (manipulatorów) Robin Heart powstawała w Fundacji Rozwoju Kardiologii im. Prof. Zbigniewa Religi w Zabrzu we współpracy ze specjalistami z kilku ośrodków akademickich i przedsiębiorstw. Robot kardiologiczny jest manipulatorem kopiującym, telemanipulatorem, który składa się z dwóch lub więcej ramion narzędziowych i jednego podtrzymującego kamerę oraz układu zadawania ruchu pracujących pod nadzorem układu sterowania. Operator wykonuje różne zadania, sterując ruchem końcówki roboczej narzędzia przymocowanego do ramienia [1].

Robot Robin Heart Tele był wykonany w Fundacji Rozwoju Kardiologii im. prof. Zbigniewa Religi w ramach projektu „TeleRobinSurgery – opracowanie i badania nowych rozwiązań technicznych dla zdalnie sterowanych operacji chirurgicznych za pomocą robotów Robin Heart”. PBS1/A3/2/2012 kierowanego przez dr inż. Pawła Kostkę. Projekt, wykonanie, wdrożenie robota było realizowane przez zespół Robin HeartTeam Pracowni Biocybernetyki FRK kierowany przez Zbigniewa Nawrata. Za część mechaniczną odpowiadali Krzysztof Lis, Krzysztof Lechrich, Łukasz Mucha [2]. Konsola i zadajniki ruchu były wykonane i rozwijane w ramach zadań wykonywanych przez zespół Robin HeartTeam Pracowni Biocybernetyki IPS FRK kierowany przez Zbigniewa Nawrata projektów EU Stiff Flop koordynowanym przez Kings College w Londynie i ENIAC „INCITE” koordynowanym przez Philips w Eindhoven.

ROBIN HEART TELE

System Robin Heart Tele (Rys. 1) jest prototypowym robotem chirurgicznym pracującym w strukturze master-slave, w którym zastosowano platformę narzędziową opartą na koncepcji poprzedniego modelu Robin Heart mc². Składa się z modułu konsoli sterowania oraz modułu manipulatora. Jest to robot zaprojektowany do operacji na odległość tzn. połączenie konsola-robot może być zrealizowane za pomocą protokołu internetowego.



Rysunek 1. System Robin Heart Tele

Manipulator (Rys. 2) składa się z ramienia głównego o dwóch stopniach swobody oraz platformy narzędziowej zawierającej dwa miniroboty i kamerę endoskopową. Elementem końcowym każdego minirobota jest uniwersalne narzędzie laparoskopowe, pozycjonowane przy pomocy pięciu aktywnych i dwóch pasywnych stopni swobody. Pomiędzy minirobotami znajduje się ramię trzymające kamerę endoskopową umożliwiając jej dodatkowy ruch wraz z obrotem wzdłuż osi „z”. Główne ramię robota pozycjonuje zgrubnie narzędzia, natomiast za precyzyjne ruchy odpowiadają miniroboty.



Rysunek 2. Model telemanipulatora Robin Heart Tele

Do sterowania robotem została zaadoptowana konsola sterowania (Rys. 3) opracowana w ramach projektu Robin-Stiff-Flop. Składa się ona z dwóch dotykowych monitorów, dwóch zadajników ruchu oraz przycisku nożnego. Jeden z monitorów przedstawia na żywo obraz z kamery umieszczonej na środkowym ramieniu robota, natomiast drugi wyświetla informacje przekazywane przez aplikację sterującą całym systemem.

Aplikacja (Rys. 4) zaprojektowana na potrzeby sterowania robotem Robin Heart Tele składa się z trzech bloków funkcyjnych:

- pierwszy blok – umożliwia włączanie/wyłączanie elementów systemu: monitora wyświetlającego obraz z kamery, dwóch zadajników ruchu oraz zasilania całego robota,
- drugi blok – służy do sterowania dwoma pierwszymi stopniami swobody głównego ramienia robota oraz zmian położenia kamery endoskopowej,
- trzeci blok – odpowiada za wysyłanie poleceń sterujących: bazowanie, rozpoczęcie pracy, powrót do pozycji startowej, wyświetlanie komunikatów potwierdzających poprawne wykonanie operacji lub wystąpienie błędu.

Dodatkowo aplikacja umożliwia zatrzymanie wszystkich napędów w trybie awaryjnym, za pomocą przycisku „emergency stop”.

Układ elektroniczny konsoli posiada strukturę modułową (Rys. 5) z założeniem, że moduły są galwanicznie odizolowane od siebie ze względów bezpie-



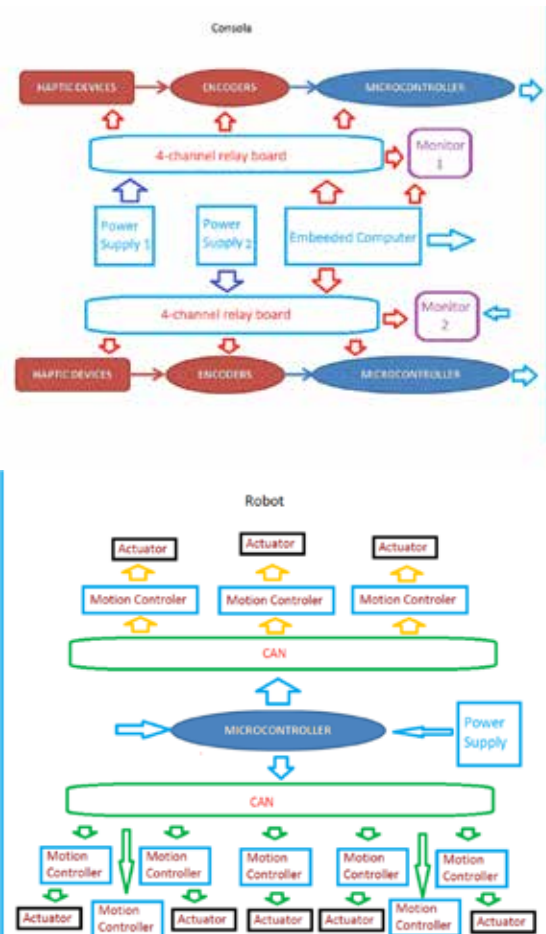
Rysunek 3. Konsola sterowania



Rysunek 4. Okno aplikacji sterującej

czeństwa. Moduł główny konsoli jest zbudowany na bazie miniaturowego komputera z systemem operacyjnym Windows IOT z aplikacją sterującą i wyświetlającą grafikę na monitorze. Pozostałe moduły to dwa siedmiostopniowe zadajniki ruchu z sprzężeniem siłowym [3, 4] (Rys. 6) oraz przekątnikowy układ zasilania umożliwiający włączanie i wyłączanie poszczególnych zespołów (urządzeń) peryferyjnych.

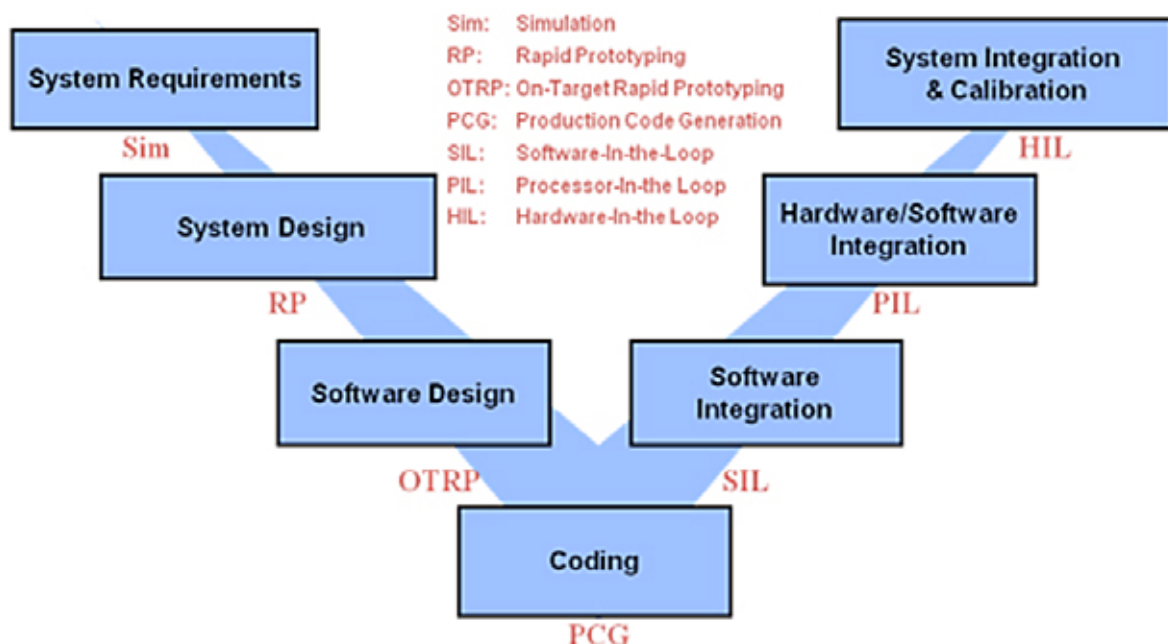
Sygnałem wyjściowym z konsoli jest informacja o pozycji i orientacji ręki operatora. Trafia ona do mikrokontrolera sterującego znajdującego się w robocie manipulatorze, który po przeliczeniu równań opisujących kinematykę manipulatora wysyła rozkazy ruchów do poszczególnych napędów z pomocą magistrali CAN. Sygnałem wejściowym konsoli sterowania jest obraz z kamery umieszczonej na środkowym ramieniu robota oraz informacja zwrotna



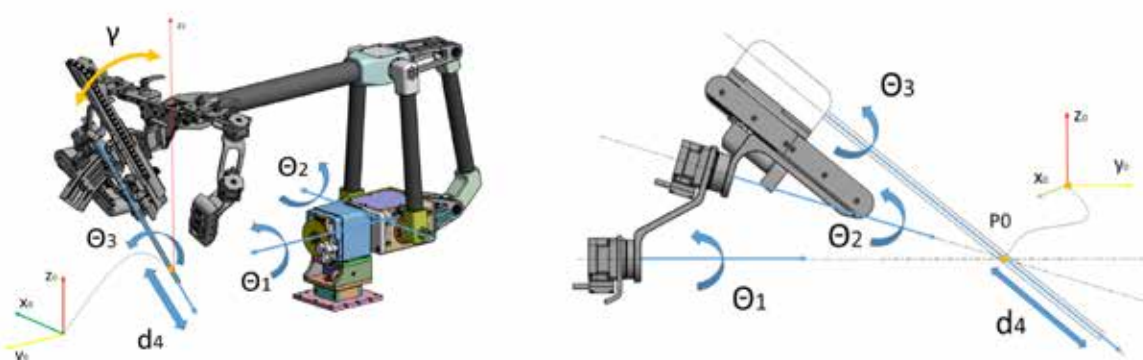
Rysunek 5. Schemat blokowy systemu Robin Heart Tele



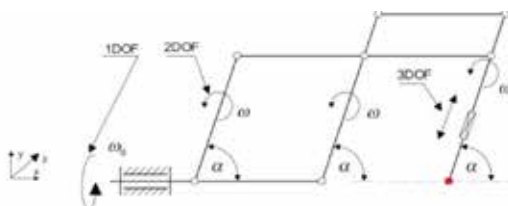
Rysunek 6. Zadajnik ruchu



Rysunek 7. Podejście Model-Based-Designe [źródło http://www.autonomie.net/projects/model_based_design_10b.html]



Rysunek 8. Dwie główne struktury robota Robin Heart Tele (po lewej – ramię, po prawej – część manipulacji narzędziem)



Rysunek 9. Podwójny równoległobok – struktura robota Robin Heart (wersja Robin Heart 1)

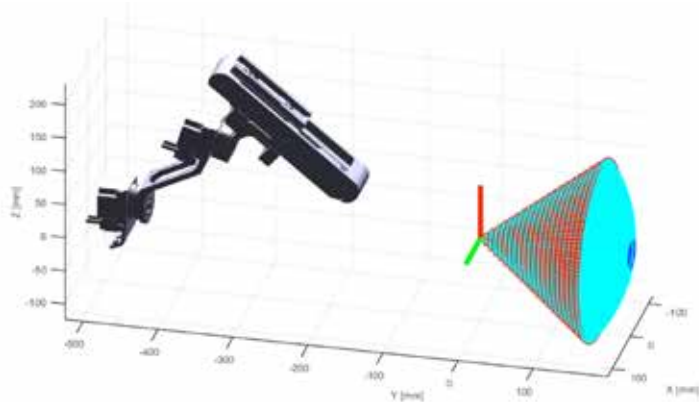
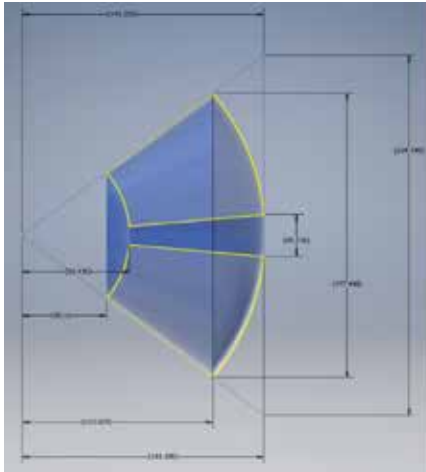
z mikrokontrolera sterującego robotem. Wprowadza dane o stanie w jakim znajduje się robot, tj. o jego poprawnym uruchomieniu, zbazowaniu lub wystąpieniu błędu/alarmu.

Sterowanie robota Robin Heart Tele było realizowane po części w oparciu o podejście Model-Base Design

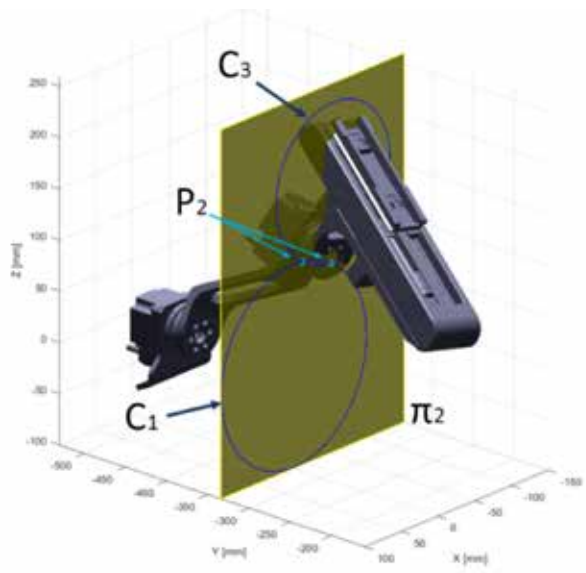
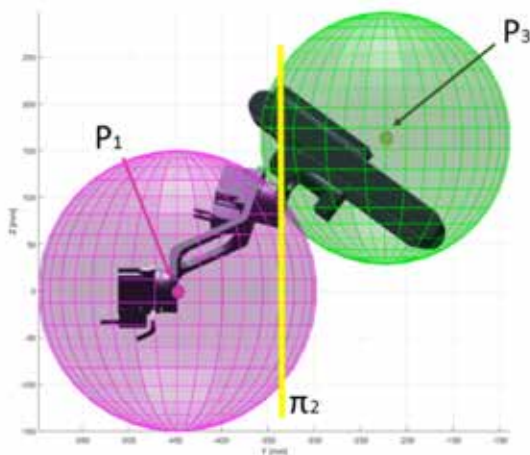
(Rys. 7). Ze względu jednak na ograniczony czas realizacji projektu pominięto ostatnie elementy związane z testami Procesor-in-the-Loop oraz Hardware-in-the-Loop na korzyść testów na rzeczywistym modelu.

Koncepcja platformy narzędziowej przewiduje zastosowanie na głównym ramieniu robota dwóch mini-robotów operujących narzędziami chirurgicznymi oraz toru wizyjnego. Z punktu widzenia sterowania w początkowej fazie obliczeń można robota Robin Heart Tele traktować jako dwie niezależne struktury: ramię główne (Rys. 8) oraz minirobot (platforma narzędziowa).

Dla głównego ramienia robota zastosowano, dobrze znaną z poprzednich konstrukcji, strukturę podwójnego równoległoboku (Rys. 9). Struktura ta jest najszerzej stosowaną strukturą wśród robotów



Rysunek 10. Porównanie przestrzeni roboczych miniroboty. Z prawej wyznaczona na podstawie równań kinematyki prostej. Z lewej wyznaczona w programie CAD.



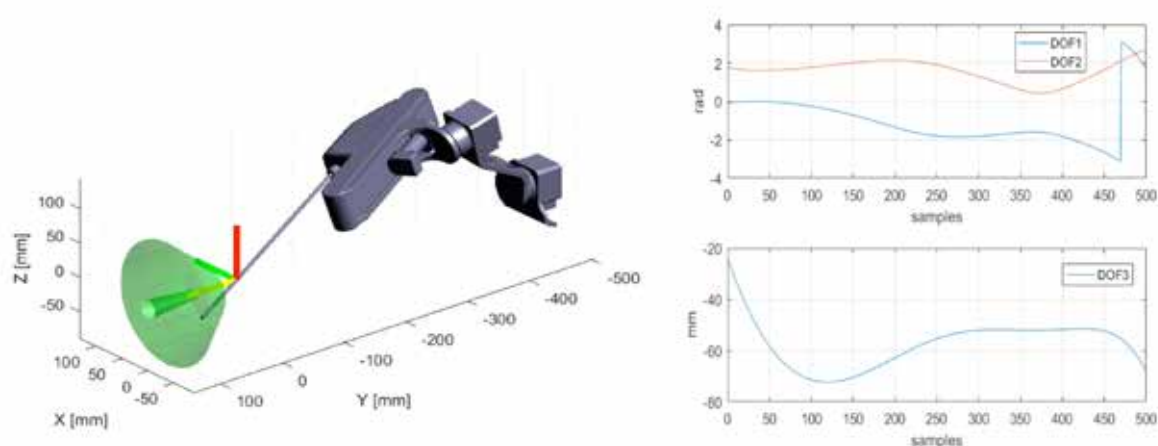
Rysunek 11. Pierwszy etap rozwiązywania zadania odwrotnego kinematyki

chirurgicznych, spełniających w sposób kinematyczny warunek stałopunktowości. W opracowanym nowym projekcie wykorzystano rozwiązania równań opisujących kinematykę robota Robin Heart Vision. Zadanie kinematyki prostej dla miniroboty rozwiązano w sposób standardowy z wykorzystaniem notacji Denavita-Hartenberga. Rozwiązanie to posłużyło do zbudowania modelu matematycznego ramienia robota oraz podstawa dla dalszych obliczeń. Dzięki rozwiązaniu zadania prostego kinematyki robota możliwe było również wyznaczenie przestrzeni roboczej ramienia i porównania jej z przestrzenią wyznaczoną w programie CAD (Rys. 10).

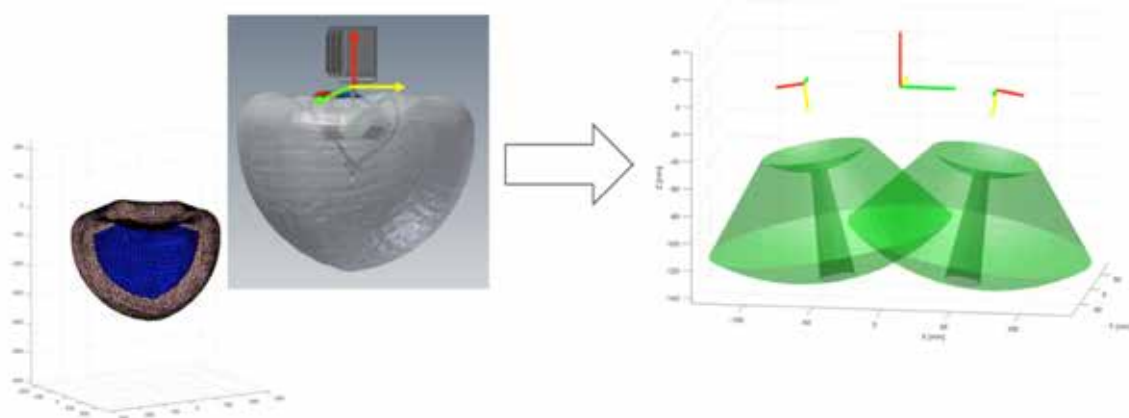
Kluczowy problem sterowania – zadanie odwrotne kinematyki robota, rozwiązano dwuetapowo. W pierwszym etapie w sposób geometryczny wyznaczono zależności dla dwóch pierwszych stopni

swobody (Rys. 11). W drugim etapie na podstawie przekształceń macierzowych oraz z wykorzystaniem poprzednich wyników wyznaczono zależności dla trzeciego i czwartego stopnia swobody. Ze względu na zastosowanie liniowego narzędzia chirurgicznego ramię miniroboty nie przyjmować dowolnej orientacji w przestrzeni. Dlatego dla pierwszych trzech stopni swobody wystarczającą informacją jest zadana pozycja we współrzędnych kartezjańskich. Natomiast czwarty stopień swobody związany z obrotem narzędzia wokół własnej osi może być sterowany w sposób niezależny. Dla większości zadanych punktów istnieją dwa równorzędne rozwiązania zadania odwrotnego kinematyki, w trakcie ruchu istotne jest zapewnienie ciągłości kolejnych rozwiązań.

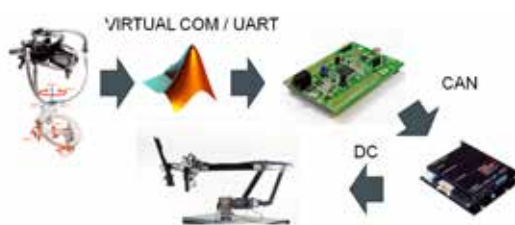
Do celów obliczeniowych wykorzystano pakiet MATLAB. W środowisku MATLAB utworzono wirtu-



Rysunek 12. Model geometryczny wykorzystywany do symulacji oraz przykładowe przebiegi zmiennych złączowych dla zadanej trajektorii



Rysunek 13. Porównanie przestrzeni roboczych manipulatora (zadajnika i narzędzia)



Rysunek 14. Schemat blokowy systemu testowego

alne modele geometryczne sprzęgnięte z modelem matematycznym, które posłużyły do weryfikacji i symulacji rozwiązań zadania odwrotnego (Rys. 12).

Kolejnym etapem było połączenie rozwiązań równań kinematyki robota – głównego ramienia robota oraz dwóch ramion narzędziowych. W środowisku wirtualnym dobrano odpowiednie ustawienie minirobotów w taki sposób aby przestrzenie robocze

posiadały część wspólną oraz znajdowały się w polu widzenia kamery endoskopowej (Rys. 13). Dodatkowo wprowadzono zależności na kompensację położenia minirobotów tak, aby w trakcie ruchu głównego ramienia robota pozycje narzędzi chirurgicznych nie zmieniły się względem głównego, niezależnego układu współrzędnych.

Do działającego algorytmu sterowania, po przeprowadzeniu symulacji, wprowadzono funkcje komunikujące się ze sterownikami silników robota. Tak zbudowany system pozwolił na przetestowanie zadanych trajektorii na fizycznym obiekcie z poziomu środowiska obliczeniowego MATLAB oraz zweryfikowanie przyjętych rozwiązań. Z systemem sterowania należało zintegrować część nadrzędną (master) odpowiedzialną za zadawanie pozycji i orientacji. W przypadku robota Robin Heart Tele częścią nadrzędną jest specjalnie zaprojektowana konsola sterująca z unikatowymi zadajnikami ruchu (opracowanymi i wykonanymi w ramach

projektu). Na etapie integracji systemu dopasowano przestrzenie robocze zadajników do przestrzeni narzędzi chirurgicznych oraz wprowadzono dodatkowe sygnały sterujące torem wizyjnym.

Opracowany własny system sterowania pozwala na sterowanie w czasie rzeczywistym robotem z poziomu aplikacji opracowanej w środowisku obliczeniowym MATLAB (Rys. 14). Po weryfikacji poprawności działania algorytmu sterującego przeprowadzonej w rzeczywistości wirtualnej oraz weryfikacji z wykorzystaniem modelu fizycznego zaimplementowano algorytm na wybranym mikrokontrolerze. W projekcie system sterowania robotem Robin Heart Tele oparto na wydajnych mikrokontrolerach z rodziny STM32F4. Zasadniczym powodem wyboru wydajnego mikrokontrolera było duże zapotrzebowanie na moc obliczeniową wykorzystywaną do obliczeń modelu kinematycznego robota.

■ PODSUMOWANIE

Prezentowano oryginalny opracowany własny system sterowania robotem chirurgicznym Robin Heart Tele powiązany z rozwiniętą koncepcją platformy narzędziowej z konsoli Robin Stiff Flop. Całość systemu sterowania robotem w czasie rzeczywistym wykonano w środowisku obliczeniowym MATLAB. Weryfikację poprawności działania algorytmu sterującego przeprowadzono wykorzystując model fizyczny oraz model w technologii przestrzeni wirtualnej. Następnie wykonano implementację algorytmu na mikrokontroler z rodziny STM32F4. Działanie systemu sterowania było badane, modyfikowane i optymalizowane podczas testów robota. Dalsze prace związane z projektem Robin Heart Tele będą skupiały się na wprowadzeniu narzędzi z dodatkowymi stopniami swobody oraz rozbudową – uzupełnieniem ramion/narzędzi o części sensoryczne niezbędne do uzyskania w systemie siłowego sprzężenia zwrotnego telemanipulatora.

■ BIBLIOGRAFIA

- [1] Z. Nawrat, Robot chirurgiczny Robin Heart – projekty, prototypy, badania, perspektywy. Rozprawa habilitacyjna 24/2011. Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, Katowice 2011.
- [2] Patent A surgical robot's tool arms assembly EP 3146930 A1 22.09.2015 Twórcy: Z Nawrat, K.Lis, K.Lehrich, Ł.Mucha, K.Rohr. Wnioskodawca: Fundacja Rozwoju Kardiologii
- [3] A manipulator of medical devices EP 2990005, US2016/0059409 Twórcy: Z Nawrat, K.Lis, K.Lehrich, Ł.Mucha.
- [4] Łukasz Mucha, Kamil Rohr, Krzysztof Lis, Krzysztof Lech, Paweł Kostka, Wojciech Sadowski, Dariusz Krawczyk, Piotr KroczeK, Zbigniew Małota, Zbigniew Nawrat Postępy budowy specjalnych interfejsów operatora robota chirurgicznego Robin Heart. Medical Robotics Reports 4/2015str 49- 55

■ PODZIEKOWANIA

Projekt robota Robin Heart, w zakresie omawianym w artykule był finansowany w ramach projektu Tele-Robin – nr 181019 oraz przez Fundację Rozwoju Kardiologii i wielu sponsorów. The project supported

in part by the European Commission within the STIFF-FLOP FP7 European project FP7/ICT-2011-7-287728 i ENIAC "INCITE" project No.621278 partially financed by the Polish and Hungarian National Research.

Dziękujemy za pomoc w przygotowaniu doskonałych fotografii i Panu Mariuszowi Jakubowskiemu z Pracowni Biocybernetyki IPS FRK.

KOMENTARZ RECENZENTA...

prof. dr hab. Jacek Cieślak

Prezentowana praca zawiera szereg istotnych informacji na temat innowacyjnego rozwiązania nowej konstrukcji i systemu sterowania robota medycznego Robin Heart Tele. W pracy przedstawiono opis wytworzenia i zastosowania systemu sterowania robotem z użyciem szybkiego mikrokontrolera. Zasadniczą zaletą nowej konstrukcji jest włączenie do niej nowej konsoli i nowych zadajników ruchu (system Robin Stiff Flop) oraz przygotowanie systemu sterowania do wprowadzenia nowych narzędzi chirurgicznych wyposażonych w sensory sił – sprzężenie zwrotne pozwalające na odczuwanie oporów oddziaływania tkanek na narzędzia chirurgiczne. Praca po wprowadzeniu sugerowanych drobnych poprawek redakcyjnych, stylistycznych i uzupełnieniu bibliografii o kilka pozycji opisujących podobne rozwiązania może być skierowana do druku w czasopiśmie Medical Robotics Reports. Praca ma duże znaczenie poznawcze w zakresie rozwoju robotyki medycznej.

The work presents a number of relevant information on the innovative design of RobinHeart Tele medical robot. The paper presents a description of the creation and application of the robot control system using a fast microcontroller. The main advantage of the new design is the inclusion of a new console and new motion controls (Robin Stiff Flop) and the development of a control system for the introduction of new surgical instruments equipped with force sensing devices – feedback that allows for feeling the tissue resistance to surgical instruments. The work after introducing suggested minor editorial remarks, stylistic and bibliographic improvements as several publications describing similar solutions may be presented for publication in the journal of Medical Robotics Reports. The article is of great cognitive interest in the development of medical robotics.

XIV KONFERENCJA ROBOTY MEDYCZNE 2016 – RAPORT

9 grudnia 2016 – ZABRZE

– Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii

Zbigniew Nawrat
President ISMR

Za nami XIV konferencja poświęcona robotom medycznym w Zabrzu. Konferencja organizowana jest przez Międzynarodowe Stowarzyszenie na rzecz Robotyki Medycznej (International Society for Medical Robotics) i Fundację Rozwoju Kardiochirurgii im. Prof. Zbigniewa Religi w Zabrzu. 9 grudnia gościliśmy znakomitości nauki, techniki i medycyny – ogromne zainteresowanie publiczności i mediów, 10 grudnia – multidyscyplinarne spotkanie mistrzów i uczniów Akademii ISMR.

Zakres tematyczny tego spotkania naukowców, projektantów, konstruktorów i użytkowników związanych z robotyką obejmuje wszystkie zrobotyzowane urządzenia stosowane w medycynie. Inicjatorem dotychczasowych spotkań w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii (FRK) w Zabrzu jest grono naukowców i konstruktorów polskiego robota chirurgicznego Robin Heart.

Wszystkie wykłady Konferencji i Akademii były transmitowane bezpośrednio do sieci, dostępne dla wszystkich chętnych. Materiały zostały również opracowane w postaci wideoprezentacji zarchiwizowane dla naszego Stowarzyszenia. Wszystkie prace były darem firmy ExpertLab sp. z o.o. sp. k. (serdeczne podziękowania dla całego zespołu kierowanego przez Stanisława Wysokowicza) dla ISMR i pasjonatów robotyki medycznej.

Konferencję otworzył wykład wprowadzający prezydenta ISMR Zbigniewa Nawrata: Introduction – robots & medical robots 2016. Pierwszym wykładem proszonym był "MEMS sensing in technis and medicine – own experiences" przedstawiony przez węgierskiego wybitnego naukowca PÉTER FÜRJES z Centre for Energy Research, Institute of Technical Physics and Materials Science z Budapesztu. Wykład specjalisty tworzenia mikromechanicznych urządzeń pomia-

rowych od krzemu do sensora był fascynujący – jako przygoda współczesnych twórców i ważny – jako opis technologii, która może zmienić roboty w czujące urządzenia. I bardzo dobrze korespondował z tym tematem kolejny wykład – zresztą też z Budapesztu – János Radó – przedstawił prace rozwojowe prowadzone w ramach projektu EU INCITE. Zastosowanie węgierskich czujników 3D siły pozwoli wprowadzić sprzężenie siłowe do polskich robotów Robin Heart. Konferencję poprzedziło spotkanie robocze grupy inżynierów z zabrzańskiej FRK i naukowców węgierskich. Rezultaty ich pracy zostały pokazane uczestnikom konferencji – pierwszy, działający system z efektywnym sprzężeniem siłowym Robina – dzięki dwóm czujnikom siły zamontowanym w końcówce narzędzia. Kontynuację zagadnienia rozwoju polskiego robota Robin Heart – w poszukiwaniu czułości (INCITE), elastyczności (StiffFlop) i precyzji – prowadził wykład Zbigniewa Nawrata "The progress of the development of Polish robot Robin Heart – searching sensitivity (INCITE), flexibility (StiffFlop) and precision". Kolejną pracę dotyczącą tym razem TeleRobina i nowej platformy narzędziowej przedstawił Łukasz Mucha, następną – dotyczącą systemu sterowania tego robota – duet Dariusz Krawczyk i Piotr KroczeK. Robot toru wizyjnego Robin Heart PortVisionAble zo-



stał przedstawiony przez Kamila Rohra. Największe zainteresowanie wzbudził wykład dr Grzegorza Religi, który wprowadził uczestników w tajniki przygotowań do pierwszego eksperymentalnego zastosowania robota Robin Heart PortVisionAble. Pokaz robota – pierwszego z rodziny Robin Heart, który trafi do klinik – rozwiązał wszystkie wątpliwości o stanie gotowości polskiego robota do wdrożenia, o początek walki o zdobycie części rynku urządzeń wspomagających chirurgię endoskopową. Pierwsza operacja kardiochirurgiczna – operacja zastawki mitralnej – odbędzie się w łódzkiej klinice pod koniec 2017 r.

Marek Zawadzki, znakomity chirurg z Wrocławia przedstawił pracę, przygotowaną z pionierem robotyki medycznej profesorem Wojciechem Witkiewiczem, dotyczącą nowości w robotyce chirurgicznej.

Poznaliśmy osiągnięcia, kłopoty i perspektywy jednego w Polsce od lat ośrodka klinicznego z robotem da Vinci. To też zaczyna się zmieniać – mamy dwa nowe roboty: w Toruniu i Rzeszowie.

Zupełnie nowe pole dla robotyki medycznej – stomatologię i implantologię – wprowadził Tadeusz Morawiec i Patryk Kownacki. W sesji dotyczącej robotów rehabilitacyjnych wysłuchaliśmy świetnego wykładu Krzysztofa Mianowskiego z Politechniki Warszawskiej (zrobotyzowany pionizator dla tetraplegików). Na Politechnice Poznańskiej rozwijano oryginalne systemy rehabilitacji ręki (Marek Trączyński), na Warszawskiej system rehabilitacji stawu skokowego (Amadeusz Duduś) na Wrocławskiej – rehabilitacji ręki (Maciej Wysocki). Wydaje się, że poziom prezentowanych od



lat prac w dziedzinie rehabilitacyjnych rozwiązań robotycznych i zaangażowanie wielu zespołów akademickich w kraju stawia tę dziedzinę robotyki w Polsce na wysokim poziomie. Należy spodziewać się wdrożeń. Kolejny zaproszony gość – prof. Łukasz Major – przedstawił innowacje technologii materiałów, a właściwie powierzchni: nano-kompozytowe powłoki bio-tribologiczne w aspekcie ich zastosowania w konstrukcji robota kardiochirurgicznego. Temat w zakresie powłok węglowych kontynuował Marcin Kot również z Krakowa – wynik współpracy



Akademii Górniczo-Hutniczej, Instytutu Metalurgii i Inżynierii Materiałowej PAN w Krakowie oraz Joanneum Research z Austrii. Na zakończenie – praca teoretyczna z zakresu mechaniki robota chirurgicznego przygotowana przez Grzegorza Ilewicza z Politechniki Rzeszowskiej.

Konferencja cieszyła się dużym zainteresowaniem publiczności – i rzeczywistej i w sieci. Media donosiły o postępach robotyki medycznej. Informacje prasowe, radio i TV pozwoliły na popularyzację poruszanej tematyki oraz liderów projektów naukowych. Szczególnie zainteresowanie wzbudził dr Grzegorz Religa opisując przygotowania do wdrożenia pierwszego polskiego robota.

W sobotę rozpoczęła się już kolejna edycja Akademii sztuki budowania robotów medycznych – Międzynarodowego Stowarzyszenia na rzecz Robotyki Medycznej. Wykład wprowadzający „Robot i człowiek, czyli po co nam roboty, po co robotom człowiek” przedstawił Prezydent Międzynarodowego Stowarzyszenia na rzecz Robotyki Medycznej. Potem scena była już znakomitych mistrzów. Aspekty wzornictwa przedstawiła Katarzyna Sokołowska z firmy SOKKA Gliwice (konsola Robin Stiff Flop to jest ich dzieło). Prawa – ekspert ochrony informacji z Uniwersytetu Śląskiego dr Krzysztof Mystek. Tajniki biznesowej strony aktywności firm innowacyjnych zostały ujawnione przez Marcina Sprawkę z firmy YOSHI PRIVATE INVESTMENT S.A. Fantastyczna at-

mosfera, bardzo ciekawe dyskusje w których szczególnie zaznaczyli się jeden z dziekanów Uniwersytetu Medycznego prof. Zenon Czuba oraz dr Piotr Sauer z Politechniki Poznańskiej.

Podczas międzynarodowej konferencji Roboty Medyczne 2016 odbyła się specjalna sesja konkursowa dla młodych naukowców o nagrodę „Statuetka Robina” i nagrodę publiczności „Strzała Robina”. Publiczność konferencji zdecydowała że nagroda STRZAŁA ROBINA – trafiła do Marka Trączyńskiego i Krzysztofa Kozłowskiego z Politechniki Poznańskiej (urządzenie do rehabilitacji ręki).

Jury konferencji przyznało nagrodę główną – STATUETKĘ ROBINA – Dariuszowi Krawczykowi i Piotrowi Kroczkowi, którzy wykonali system sterowania robota Robin Heart Tele i dokonali odpowiedniej prezentacji działającego systemu. Przyznano również trzy równorzędne wyróżnienia dla Marka Trączyńskiego i Krzysztofa Kozłowskiego z Politechniki Poznańskiej (system rehabilitacji dłoni) oraz dla Amadeusza Dudusia z Politechniki Warszawskiej (stanowisko do rehabilitacji stawu skokowego) oraz Macieja Wysokiego, Roberta Stachurskiego, Szymona Dzworczyka z Politechniki Wrocławskiej (bioorteza).

Wszystkie informacje i fotograficzny zapis Konferencji są dostępne na stronie www.medicalrobots.eu.

Kolejna konferencja – Roboty Medyczne/Medical Robots 2017 – jest planowana na 8 grudnia – serdecznie zapraszamy!

Uwzględnianie ochrony danych w fazie projektowania

AKADEMIA ISMR: Wykłady mistrzów

RAPORTY MrR
OCHRONA DANYCH

Krzysztof Mystek – Ekspert ochrony informacji, Uniwersytet Śląski

Począwszy od 25 maja 2018 r. rozpocznie się okres stosowania ogólnego rozporządzenia o ochronie danych (dalej: r.o.d.o.)¹. Celem tego aktu prawnego jest dostosowanie obowiązujących przepisów do wymogów otaczającej nas rzeczywistości. W założeniu powinien on regulować kwestie związane z ochroną prywatności² przez około dwie kolejne dekady³, co odpowiada długości stosowania ustępującej powoli Dyrektywy 95/46/WE⁴. Zasadniczo r.o.d.o. nie stanowi rewolucji rozumianej jako odejście od wypracowanych podstawowych standardów. Jest ono raczej ewolucją, która wprowadza nowości

... mające odpowiadać na nowe zapotrzebowania. Forma rozporządzenia i wynikająca z tego tytułu jego bezpośrednia stosowalność jest jednak nową jakością. Ma ona na celu zharmonizowanie prawa dotyczącego ochrony danych osobowych na terenie Unii Europejskiej. Ten cel, jak się wskazuje, nie zostanie osiągnięty w pełni ze względu na dużą możliwość prawodawców krajowych do wydawania własnych przepisów. Jest to jednak konsekwencja wynikająca z różnic w porządkach prawnych poszczególnych państw członkowskich Unii Europejskiej.

Jednym z rozwiązań wprowadzanych przez r.o.d.o. jest uwzględnianie ochrony danych osobowych w fazie projektowania (*data protection by design*). Jest to novum pod względem bezpośredniego wyrażenia tej zasady w regulacji prawnej. Nie jest to jednakże rzecz całkowicie nieznana patrząc z perspektywy doktryny, czy też praktycznego stosowania aktualnych przepisów. Należy bowiem zwrócić uwagę, iż również obecnie na etapie rozpoczęcia przetwarzania danych musi ono być w pełni zgodne z odpowiednimi regulacjami. *Data protection by design* nie zawiera w sobie jednak jedynie krótkiego przesłania, aby odpowiednio wcześniej planować działania. Opiera się, w szerszym znaczeniu, na kompleksowym i wnikliwym spojrzeniu na cały proces prowadzenia działalności związanej z przetwarzaniem danych osobowych. Rozwijaniem tej koncepcji, określanej jako ochrona prywatności w fazie projektowania (*privacy by design*), zajmuje się od lat Ann Cavoukian⁵ – była komisarz ds. informacji i ochrony danych prowincji Ontario w Kanadzie. Ochrona prywatności w fazie projektowania stała się również przedmiotem rezolucji podjętej na 32 Międzynarodowej Konferencji Rzeczników

¹ Rozporządzenie Parlamentu Europejskiego i Rady (UE) 2016/679 z dnia 27 kwietnia 2016 r. w sprawie ochrony osób fizycznych w związku z przetwarzaniem danych osobowych i w sprawie swobodnego przepływu takich danych oraz uchylenia dyrektywy 95/46/WE (ogólne rozporządzenie o ochronie danych)(Dz.U.UE.L.2016.119.1).

² Prywatność jest poniekąd pojęciem szerszym od ochrony danych osobowych, niemniej jednak na potrzeby niniejszego artykułu rozróżnianie tych pojęć jest niecelowe.

³ Opinia Europejskiego Inspektora Ochrony Danych nr 3/2015 z 28 lipca 2015 r., Wielka szansa dla Europy. Zalecenia EIOD dotyczące możliwości reformy ochrony danych w UE (wraz z dodatkiem), s. 10, tekst dostępny pod adresem: https://secure.edps.europa.eu/EDPSWEB/webdav/site/mySite/shared/Documents/Consultation/Opinions/2015/15-07-27_GDPR_Recommendations_PL.pdf [odczyt: 27.12.2016 r.].

⁴ Dyrektywa 95/46/WE Parlamentu Europejskiego i Rady z dnia 24 października 1995 r. w sprawie ochrony osób fizycznych w zakresie przetwarzania danych osobowych i swobodnego przepływu tych danych (Dz.U.UE.L.1995.281.31 ze zm.).

⁵ Patrz np.: A. Cavoukian, Privacy by Design. The 7 Foundational Principles. Implementation and Mapping of Fair Information Practices, Maj 2010, tekst dostępny pod adresem: <http://www.ontla.on.ca/library/repository/mon/24005/301946.pdf> [dostęp: 27.12.2016 r.]

Ochrony Danych Osobowych i Prywatności w Jerozolimie w dniach 27-29.10.2010 r.⁶. W rezolucji tej przyjęto następujące zasady, którymi należy się kierować:

- Podejście proaktywne, nie reaktywne, i zaradcze, nie naprawcze,
- Prywatność jako ustawienie domyślne,
- Prywatność włączona w projekt,
- Pełna funkcjonalność: suma dodatnia, nie suma zerowa,
- Ochrona od początku do końca cyklu życia informacji,
- Widoczność i przejrzystość,
- Poszanowanie dla prywatności użytkowników⁷.

Powyższe wypracowane zasady, choć ujęte w rezolucji miały walor doktrynalny, posiadają obecnie swe odzwierciedlenie w przepisach r.o.d.o. Na podstawie art. 25 ust. 1 r.o.d.o. administrator⁸ jest bowiem zobowiązany do wdrażania odpowiednich środków technicznych i organizacyjnych, tak by spełnić wymogi rozporządzenia oraz chronić prawa osób, których dane dotyczą. Kluczowe w perspektywie niniejszego artykułu jest wskazanie, iż administrator powinien dokonywać takich czynności zarówno przy określaniu sposobów przetwarzania, jak i w czasie samego przetwarzania. W praktyce oznacza to, że przed dokonaniem pierwszych czynności przetwarzania administrator jest zobowiązany do uwzględnienia i zaplanowania kwestii związanych z ochroną danych osobowych. Projektując produkt lub usługę należy więc mieć na uwadze to, w jaki sposób zapewnione zostanie prawidłowe stosowanie r.o.d.o. Należy w takim przypadku uwzględnić:

- a) stan wiedzy technicznej,
- b) koszt wdrażania,
- c) charakter, zakres, kontekst i cele przetwarzania,
- d) ryzyko naruszenia praw lub wolności osób fizycznych o różnym prawdopodobieństwie wystąpienia i wadze zagrożenia wynikające z przetwarzania⁹.

Ochrona danych jako ustawienie domyślne (*data protection by default*) polega na zastosowaniu takich środków technicznych oraz organizacyjnych, aby domyślnie przetwarzane były wyłącznie te dane osobowe, które są niezbędne dla osiągnięcia każdego konkretnego celu przetwarzania¹⁰. Brak aktywności osoby, której dane dotyczą, nie może mieć dla niej skutków pod postacią obniżenia poziomu ochrony jej prywatności. Informacje nadmiarowe, naruszające zasadę minimalizacji danych, nie powinny być w ogóle zbierane. Podobnie należy odnieść się do danych, które stały się zbędne wraz z upływem czasu i realizacją, bądź dezaktualizacją, poszczególnych celów.

Należy zwrócić uwagę, że jedną z proponowanych metod osiągnięcia odpowiedniego poziomu bezpieczeństwa jest dokonanie jak najszybszej

pseudonimizacji¹¹. Stanowi ona, zgodnie z r.o.d.o., przetworzenie danych osobowych w taki sposób, by nie można ich było już przypisać konkretnej osobie, której dane dotyczą, bez użycia dodatkowych informacji, pod warunkiem że takie dodatkowe informacje są przechowywane osobno i są objęte środkami technicznymi i organizacyjnymi uniemożliwiającymi ich przypisanie zidentyfikowanej lub możliwej do zidentyfikowania osobie fizycznej¹². W praktyce mamy do czynienia więc ze zbiorem informacji, które traktowane w izolacji mogłyby zostać uznane za anonimowe. Administrator posiada jednakże odpowiedni zestaw dodatkowych danych, które pozwalają na identyfikację poszczególnych osób. Pozwoli to może na ograniczenie ewentualnych skutków niepożądanego dostępu do danych osobowych. Warunkiem jest oczywiście, by dodatkowe informacje potrzebne do identyfikacji osób pozostały bezpieczne. Ponadto niektóre czynności przetwarzania nie wymagają operowania na zestawie danych dotyczących osób bezpośrednio zidentyfikowanych.

Nie należy zapominać, że uwzględnianie ochrony danych w fazie projektowania polega nie tylko na stosowaniu odpowiednich zabezpieczeń przed niepożądaną ingerencją, lecz również na zapewnieniu przejrzystości przetwarzania wobec osoby, której dane dotyczą. Przejawia się to przykładowo w realizacji obowiązków informacyjnych leżących po stronie administratora¹³. Konieczne jest także zapewnienie omawianym osobom możliwości skutecznego realizowania ich pozostałych praw¹⁴. Już w fazie projektowania systemów przetwarzania danych należy więc uwzględnić sposób, w jaki obowiązki administratora będą realizowane.

Ogólne rozporządzenie o ochronie danych zakłada, że należy zachęcać wytwórców „produktów, usług i aplikacji, by podczas opracowywania i pro-

⁶ <https://icdppc.org/wp-content/uploads/2015/02/32-Conference-Israel-resolution-on-Privacy-by-Design.pdf> [data odczytu: 18.12.2016 r.].

⁷ Przyjęto tłumaczenie zgodne z projektem rezolucji dostępnym na stronie GIODO: http://www.giodo.gov.pl/1520084/id_art/3830/j/pl/ [data odczytu: 18.12.2016 r.].

⁸ Zgodnie z art. 4 pkt 7 r.o.d.o. termin "administrator" oznacza osobę fizyczną lub prawną, organ publiczny, jednostkę lub inny podmiot, który samodzielnie lub wspólnie z innymi ustala cele i sposoby przetwarzania danych osobowych; jeżeli cele i sposoby takiego przetwarzania są określone w prawie Unii lub w prawie państwa członkowskiego, to również w prawie Unii lub w prawie państwa członkowskiego może zostać wyznaczony administrator lub mogą zostać określone konkretne kryteria jego wyznaczania.

⁹ Art. 25 ust. 1 r.o.d.o.

¹⁰ Art. 25 ust. 2 r.o.d.o.

¹¹ Motyw 78 r.o.d.o.

¹² Art. 4 pkt 5 r.o.d.o.

¹³ Art. 13 oraz 14 r.o.d.o.

¹⁴ Np. art. 15 do 22 r.o.d.o.

jektowania takich produktów, usług i aplikacji wzięli pod uwagę prawo do ochrony danych osobowych i z należyтым uwzględnieniem stanu wiedzy technicznej zapewnili administratorom i podmiotom przetwarzającym możliwość wywiązania się ze spoczywających na nich obowiązków ochrony danych”¹⁵. Przy projektowaniu produktów oraz usług konieczne jest myślenie o ochronie prywatności zwłaszcza tam, gdzie przetwarzane są tzw. dane wrażliwe. Do tej kategorii z pewnością zaliczamy informacje związane np. ze stanem zdrowia pacjenta. Należy zauważyć, że ze stosowania rozporządzenia rozliczany będzie administrator danych (ewentualnie podmiot przetwarzający), nie zaś wytwórca. Trudno jednak spodziewać się, aby zwolenników zyskiwały niedostosowane do przepisów produkty oraz usługi.

Prywatność włączona w projekt oraz pełna funkcjonalność (suma dodatnia), to komplementujące się zasady. Mowa w tym przypadku o uwzględnianiu prywatności od początku oraz o projektowaniu systemów przetwarzania danych w taki sposób, aby osiągnięcie zamierzonych celów następowało wraz z poszanowaniem prywatności użytkowników. Zachowanie zgodności przetwarzania danych osobo-

wych z prawem nie ma być przeszkodą i utrudnieniem, lecz powinno stanowić podstawowy element w pełni funkcjonalnego oraz bezpiecznego systemu. Konieczne jest myślenie, które charakteryzuje się orientacją na osiągnięcie obydwu tych założeń jednocześnie¹⁶. Należy odrzucić więc wybór polegający albo na zachowaniu prywatności, albo na osiągnięciu pełnej funkcjonalności.

Im bardziej zaawansowany sprzęt lub usługa, tym istotniejsza staje się dbałość o kwestie bezpieczeństwa oraz prywatności. Ma to miejsce zwłaszcza, jeżeli nowoczesne urządzenia mają za zadanie funkcjonować w powiązaniu z całym ekosystemem informatycznym. Złożone oraz bezpieczne systemy przetwarzania danych wymagają skrupulatnego przemyślenia założeń, na bazie których będą funkcjonowały. Stwarza to zapotrzebowanie na stosowanie takich koncepcji jak uwzględnianie ochrony danych w fazie projektowania. Obecna gospodarka w dużej mierze rozwija się dzięki przetwarzaniu informacji. Kluczem jest więc opanowanie sztuki efektywnego osiągnięcia założonych celów w bezpieczny oraz zgodny z prawem sposób.

¹⁵ Motyw 78 r.o.d.o.

¹⁶ Patrz np: A. Cavoukian, K. El Emam, A Positive-Sum Paradigm in Action in the Health Sector, Marzec 2010, s. 1, tekst dostępny pod adresem: <http://www.ontla.on.ca/library/repository/mon/24003/300358.pdf> [dostęp: 27.12.2016 r.]; patrz też: motyw 6 r.o.d.o.

Lekkie roboty medyczne – przegląd materiałów i technologii do ich wytwarzania

RAPORTY MrR

Andrzej Czulak^{1,2}, Karol Kozak^{3,4}

¹ New Era Materials Sp. z o.o. ul. Komandosów 1/7, 32-085 Modlniczka

² Właściciel portalu kompozyty.net, kontakt@kompozyty.net

³ Fraunhofer IWS, Winterbergstraße 28, D-01277 Dresden, Germany

⁴ Medical Faculty, Dresden University of Technology, Fetscherstraße 74, D-01307 Dresden, Germany

Robot medyczny obecnie jest narzędziem, a w przyszłości rodzajem partnera lekarza w procesie rehabilitacji, terapii czy diagnostyki. Jego część mechaniczna składa się w większości przypadków z podstawy (często mocowania do istniejących elementów infrastruktury medycznej), ramienia lub ramion oraz narzędzia roboczego (efektora). Powinien być sprawny i lekki, nieogranaczać przestrzeni pracy lekarza, być bezpieczny dla pacjenta i zespołu medycznego.

Materiały. Obecnie elementy robotów wytwarzane są z materiałów należących do podstawowych grup materiałów inżynierskich, do których możemy zaliczyć:

- metale i ich stopy,
- polimery,
- materiały ceramiczne.

Podstawą podanej klasyfikacji jest istota wiązań między atomami tworzącymi dany materiał, utrzymujących je w skoordynowanych przestrzennie układach i determinujących podstawowe własności materiału. Ponadto można wymienić materiały kompozytowe, tworzone przez połączenie dowolnych dwóch z wymienionych materiałów inżynierskich w monolityczną całość, co zapewnia uzyskanie innych własności od właściwych dla każdego z materiałów składowych.

Próby rozwiązania wielu problemów robotów medycznych sprowadzają się do poszukiwania możliwości zastosowania nowych materiałów konstrukcyjnych: tworzyw sztucznych i kompozytów. Dużą niedogodnością przy stosowaniu materiałów izotropowych jest brak możliwości dopasowania właściwości materiałowych do występujących obciążeń, co stanowi ogromny problem w projektowaniu

elementów, które z jednej strony powinny zapewnić ogromną sztywność oraz wytrzymałość, a z drugiej strony powinny być możliwie lekkie. Taką możliwość dają kompozyty, gdzie łączy się zazwyczaj dwa lub więcej materiałów, o uzupełniających się właściwościach.

Kompozyty. Materiał kompozytowy jest połączeniem dwóch lub większej materiałów, które zachowują swoją tożsamość. Spośród różnych kombinacji najlepsze własności mechaniczne uzyskuje się, łącząc bardzo wytrzymałe, włókna ciągłe, z jednorodną, chemicznie utwardzalną żywicą polimerową. Dwu- lub wieloskładnikowość materiału umożliwia wykorzystanie pożądaných własności poszczególnych składników. Materiały polimerowe cechują się zazwyczaj stosunkowo małą sztywnością i dość dużą wytrzymałością, której zazwyczaj nie można wykorzystać, gdyż wymagałoby to odkształceń przekraczających znacznie wielkości uznane za dopuszczalne w technice.

W wyniku wzmocnienia polimerów włóknami o dużej wytrzymałości uzyskuje się jednocześnie zwiększenie sztywności i wytrzymałości, zmniejszając zarazem, przez wprowadzenie koncentracji naprężenia, niepotrzebną w tym przypadku małą wytrzymałość osnowy.

Własności wytrzymałościowe kompozytów włóknistych zależą głównie od dwóch czynników. Pierwszym z nich, jest odpowiednie zaprojektowanie struktury kompozytu, doboru rodzaju oraz kąta ułożenia włókien wzmocnienia, jak również materiału osnowy. Drugim, wpływającym na jakość materiału kompozytowego, jest opracowanie lub wykorzystanie odpowiednich technik wytwórczych zapewniających zachowanie postawionych założeń.

Dotychczas znanymi i stosowanymi metodami wytwarzania profili kompozytowych wzmocnionych włóknem ciągłym, wykorzystywanymi do wytwarzania elementów nośnych robotów medycznych były techniki wykorzystujące proces nawijania rowingu na rdzeń lub liner. Ta metoda spełnia swoje zadanie dla profili prostych, o ograniczonej długości. W przypadku złożonych struktur i skomplikowanych elementów jak trójniki albo zmiennokształtne profile zamknięte ramion manipulatorów, metoda nawijania wymaga dodatkowych nakładów związanych z pracą ręczną. Wiąże się to bezpośrednio z wydłużeniem czasu produkcji oraz wzrostem ceny produktu finalnego. Wadą tej metody jest również problem z zapewnieniem zadowalającej powtarzalności, ponieważ należy ona do półautomatycznych metod wytwarzania.

Zarówno lżejszą, jak również tańszą alternatywą w stosunku do tradycyjnych metali, tworzyw sztucznych oraz kompozytów wzmocnionych nawijanym włóknem szklanym staje się nowa grupa materiałów kompozytowych wzmocnionych wyplotem z włókien ciągłych. Ta jeszcze młoda grupa materiałowa oferuje oprócz ogromnego potencjału ekonomicznego bardzo dużą swobodę konstruowania charakteryzującą się możliwością dopasowania ułożenia włókien do rodzaju i kierunku występującego obciążenia.

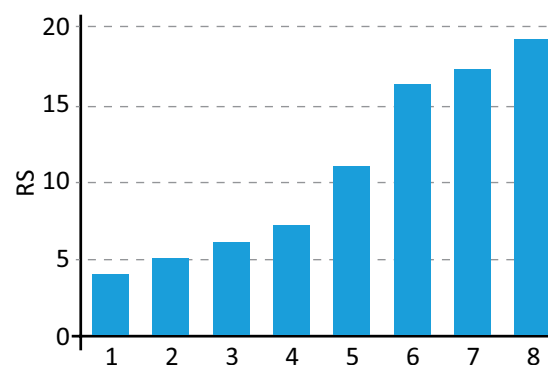
Do nowej grupy tekstylnych metod wytwarzania należą również techniki wyplotu. Różnica w stosunku do metod nawijania polega na pełnej automatyzacji procesu produkcji charakteryzującego się możliwością zmiany kąta ułożenia oraz rodzaju zbrojenia. W ostatnich latach techniki wyplotu są nadal intensywnie rozwijane, aczkolwiek osiągnęły już wysoki poziom technologicznej dojrzałości. Pełna automatyzacja procesu wytwórczego pozwala zredukować koszty w stosunku do nawijania włókien ciągłych nawet o połowę. W przypadku metody wyplatania, dzięki zastosowaniu ram wyplatających zintegrowanych z wieloosiowymi robotami, możliwe jest wykonanie szerokiej gamy profili i kształtek bez udziału pracy ręcznej.

W pracach opisujących materiały kompozytowe wielokrotnie zaznaczano, iż kompozyty są doskonałym materiałem do konstruowania elementów cienkościennych, a więc takich, których grubość ścianki jest znacznie mniejsza od pozostałych wymiarów charakterystycznych. Typowym przykładem takich elementów mogą być ramiona robota wykonane w postaci profili zamkniętych. Głównymi zaletami materiałów kompozytowych predestynującymi je do ich wytwarzania są: łatwa możliwość dostosowania funkcji, wymiarów, kolorystyki, a przede wszystkim własności wytrzymałościowych i odpornościowych (np. na działanie mediów chemicznie agresywnych). Ta cenna zaleta kompozytów wiąże się z tym, że

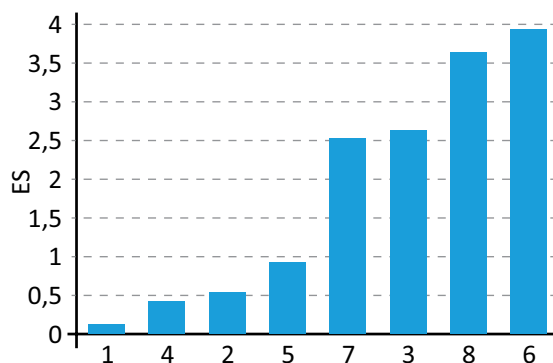
w nowoczesnych procesach ich wytwarzania można stosunkowo prosto sterować wieloma parametrami produkcyjnymi w szerokim zakresie zmienności każdego z nich. Dzięki temu możliwa jest optymalizacja np. pod względem nakładów finansowych realizacji wielu inwestycji. Jest to szczególnie opłacalne w obiektach o dużej kapitałochłonności, z dużą ilością instalacji technologicznych, wykorzystując zalety tej rodziny materiałów, do których należą: bardzo niski ciężar konstrukcji kompozytowych, duża trwałość i niezawodność elementów kompozytowych. Przejawia się ona odpornością na korozję, wywołaną przez kontakt z różnorodnymi mediami, szczególnie chemicznie agresywnymi, a także dużą odpornością na tzw. starzenie, wywołane przez promienie UV. Badania trwałości czasowej laminatów dowiodły, że ich żywotność wynosi nie mniej niż 50 lat, przy czym po takim okresie użytkowania degradacja własności wytrzymałościowych jest na poziomie ok. 20 %, tzn. wytrzymałość po 50 latach stanowi co najmniej 80 % wytrzymałości początkowej.

Porównanie materiałów. Oceniając właściwości materiału można używać czasem pojęcia: sztywności właściwej i wytrzymałości właściwej, odnosząc wartości bezwzględne modułu Younga i wytrzymałości na rozciąganie do ciężaru właściwego (gęstości) materiału. Na rysunkach 1 i 2 przedstawiono wykresy porównawcze własności kilku typowych materiałów konstrukcyjnych, w tym również kompozytów.

Uwzględniając zestawienie z wykresów 1 i 2 można ocenić, iż metale nie są idealnym materiałem konstrukcyjnym pod względem wytrzymałości i sztywności, szczególnie dla elementów ruchomych, dlatego też niezbędne jest wdrażanie nowych rozwiązań uwzględniających przydatność materiałów



Rysunek 1. Wytrzymałość właściwa różnych materiałów konstrukcyjnych; 1 – poliamid 6, 2 – winidur, 3 – stal konstrukcyjna zwykłej jakości, 4 – polistyren, 5 – poliamid 6 + 35 % włókna szklanego, 6 – stop aluminium PA-6, 7 – drewno sosnowe, 8 – poliester + 30 % tkaniny szklane [Andrzej P. Wilczyński; Polimerowe kompozyty włókniste. Właściwości, struktura projektowanie; Wydawnictwo Naukowo Techniczne, Warszawa 1996]



Rysunek 2. Sztywność właściwa różnych materiałów konstrukcyjnych; 1 – poliamid 6, 2 – winidur, 3 – stal konstrukcyjna zwykłej jakości, 4 – polistyren, 5 – poliamid 6 + 35 % włókna szklanego, 6 – stop aluminium PA-6, 7 – drewno sosnowe, 8 – poliester + 30 % tkaniny szklanej [Andrzej P. Wilczyński; Polimerowe kompozyty włókniste. Właściwości, struktura projektowanie; Wydawnictwo Naukowo Techniczne, Warszawa 1996]

kompozytowych. Należy tutaj dodać, że materiał kompozytowy, w którym fazą zbrojącą będą ciągłe włókna węglowe będzie miał jeszcze lepsze wartości sztywności i wytrzymałości właściwej.

Materiały kompozytowe pozwalają na uzyskanie pożądanego rezultatu poprzez łączenie materiałów o uzupełniających się własnościach. Spośród różnych kombinacji najlepsze efekty uzyskuje się, łącząc bardzo wytrzymałe, długie włókna węglowe, z jednorodną, chemicznie utwardzalną żywicą poliestrową. Materiały te należą do grupy kompozytów wzmacnianych włóknem ciągłym dalej nazywanymi kompozytami włóknistymi.

Mechaniczne właściwości kompozytów włóknistych zależą od trzech podstawowych czynników:

- sztywności i wytrzymałości włókien,
- sztywności osnowy kompozytu,
- wytrzymałości połączenia między włóknami a osnową.

Stosunki tych parametrów wpływają na właściwości mechaniczne samego kompozytu i mechanizm jego niszczenia.

Teoretyczna wytrzymałość mechaniczna ciał zwiększa się przeważnie wraz ze wzrostem modułów sprężystości i maleje wraz ze wzrostem odległości między sąsiednimi atomami. Tak więc wytrzymałe ciała stałe powinny charakteryzować się wysokimi modułami sprężystości i możliwie dużą liczbą atomów w objętości jednostkowej. Tym wymaganiom odpowiada szczególnie węgiel. Zasadniczo struktura wzmacnienia w kompozytach może mieć różną postać, a mianowicie:

- włókna ciągłego,
- tkaniny wzmacniające w dwu kierunkach (w płaszczyźnie), a także tkanin dystansowych i wielowarstwowych,

- dzianiny wzmacniające,
- maty z włókien ciętych lub ciągłych w postaci pętli,
- włókna ciętego,
- proszków.

Rodzaj wzmacnienia wpływa głównie na wytrzymałość i sztywność kompozytu, natomiast postać wzmacnienia na stopień właściwości anizotropowych (silne, słabe, quasiizotropowe). W przypadku projektowania wyjątkowo sztywnego i lekkiego elementu ramienia manipulatora można jedynie wziąć pod uwagę kompozyty zbrojone włóknem węglowym czyli CFRP (ang. *Carbon Fibres Reinforced Plastics*).

Kompozyty dzięki swojej budowie dają ogromne możliwości konstruktorom. Nie tylko ze względu na łatwość kształtowania, ale głównie ze względu na możliwość projektowania ich właściwości, co jest zasadniczą różnicą w stosunku do klasycznej metody projektowania elementów konstrukcyjnych. Projektowanie własności mechanicznych kompozytów włóknistych polega na doborze materiału osnowy i wzmacnienia, w ten sposób by powstały materiał kompozytowy spełniał założone warunki konstrukcyjne. Najczęściej ten proces prowadzony jest kilkietapowo z wykorzystaniem metod numerycznych.

Podstawowym zadaniem jest określenie warunków pracy projektowanego elementu, na które składają się: wielkość i rodzaje obciążeń, środowisko pracy, oraz gabaryty elementu, które mają bezpośredni wpływ na dobór struktury laminatu. Przez dobór struktury laminatu rozumie się zazwyczaj wybór jednej z wielu różnych możliwości w zakresie:

- rodzaju materiału osnowy,
- rodzaju materiału wzmacnienia,
- określenia, czy laminat ma być hybrydowy, czy o jednym rodzaju wzmacnienia,
- określenia liczby warstw laminatu,
- decyzji, czy laminat ma być symetryczny,
- określenia kątów ułożenia włókien i warstw kompozytu,
- określenia priorytetów wymagań projektowych.

Najważniejszymi zagadnieniami w procesie projektowania jest określenie kątów ułożenia włókien warstw kompozytu oraz dobór rodzaju materiału wzmacnienia i osnowy. Symulacje pozwalają wyznaczyć liczbę warstw, określoną założonymi stosunkami udziałów poszczególnych rodzajów warstw w całej grubości laminatu. Otrzymane wyniki nie zawsze zapewniają uzyskanie struktury optymalnej, jednak przeprowadzając kolejne próby, z różnymi kątami ułożenia warstw i różnymi ich udziałami, możliwe jest zoptymalizowanie struktury, jednak jest to proces pracochłonny, który powinien być dokonany przez odpowiedni program narzędziowy teorii laminowania czego przykładem może być program Ansys lub NX.

Podsumowując – warto zwrócić uwagę na niezwykle możliwości jakie dają materiały kompozytowe dla robotów medycznych. Podstawowym założeniem inżynierii materiałowej jest dążenie do uzyskania materiału o określonych, pożądanych właściwościach, natomiast w następnej kolejności decydujące są: koszt i łatwość technologii, dostępność lokalna surowców i podobne czynniki. Dzięki wybranej technologii możemy osiągnąć cel w postaci robota o wymaganych cechach użytkowych oraz zaletach ekonomicznych.

KOMENTARZ REDAKCYJNY

Zbigniew Nawrat

Lekki Robin Heart

Robot składa się z mechanicznego manipulatora, systemu sterowania i programowania. O jego cechach użytkowych, precyzji, trwałości w znacznej mierze decyduje wybór rozwiązań konstrukcyjnych i materiałów. Szczególnym obszarem badań w tym zakresie, przez wymagania bezpieczeństwa, bezpośredni udział w obsłudze lub obecność/aktywność wewnątrz ciała pacjentów, jest robotyka medyczna. Potrzeba odpowiedniej jakości zarówno sposobu działania jak i powierzchni materiału, utrzymanie czystości a często potrzeba sterylizacji, potencjalnie długi czas współdziałania z/lub w organizmie (sztuczne narządy też są robotami medycznymi) powoduje, że ogromną rolę w sukcesie inżyniera konstruktora i jego pacjenta odgrywa właściwy dobór materiału robota medycznego.

Projekt Robin Heart, prowadzony od 2000 r. w FRK jest dobrym przykładem roli jaką należy przykładać do technologii wykorzystywanych do produkcji robotów. Typowym przykładem niech będzie rozwój robota toru wizyjnego Robin Heart Vision od modelu wykonanego głównie z aluminium i stali, przez robota Robin Heart PortVisionAble 0 wykonanego w znacznej mierze w technologii druku 3D oraz z kompozytów węglowych do studyjnego ultralekkiego robota Robin Heart Pelikan. Tu walka o obniżenie wagi przy zachowaniu wszystkich cech użytkowych robota asystującego podczas operacji endoskopowej jest szczególnie istotna ponieważ robot mocowany jest do stołu operacyjnego. Chirurg podczas operacji małoinwazyjnej często przestawia pozycję stołu dla wygody operowania narzędziami wprowadzonymi przez niewielkie otwory w powłokach ciała pacjenta, więc umocowanie robota bezpośrednio do stołu

operacyjnego eliminują potrzebę dodatkowych manipulacji ustawieniem robota (często są to roboty sferyczne, ze stałym punktem w miejscu przejścia przez ciało pacjenta).



Dzięki wprowadzeniu technologii kompozytowych jesteśmy bliscy osiągnięcia celu: lekkiego, sprawnego, niezawodnego robota – partnera lekarza podczas operacji mini-inwazyjnych.

- [1] Patent PL – 409735 – Ramię robota medycznego, Twórcy: Z. Nawrat, K. Lis, K. Lechrich, Ł. Mucha. 2016
- [2] Wzór przemysłowy W – 123846 – Manipulator medyczny (model Pelikan) Twórcy: Z. Nawrat, K. Lis, K. Lechrich, Ł. Mucha. 2015

International Society for Medical Robotics



Invitation

You are cordially invited to join the International Association for Medical Robotics / International Society for Medical Robotics ISMR. Currently we are the Witnesses of the expansion of medical robotics into medicine areas. Unlike industrial robots, medical robots operate directly in the human being environment of and on behalf of Him. It's a fascinating area of research and often create a need to introduce a completely new design and technological solutions. Robots are a chance to introduce new standards of service and medical care, and are the only solution to problems related to general support of the old or disable patients in the future. It depends on us how fast will the development of this important field, and how accurate will the decisions related to it. Feel free to work actively in the Association! The Association is a voluntary, self-governing, a permanent association of science and technology, bringing together members whose professional activities or interests related to the medical robotics.

So – this is OUR ASSOCIATION!

President
Zbigniew Nawrat

Ladies and Gentlemen,

All interested in joining the International Association for Medical Robotics and support its statutory activities we invite you to submit personally or send by mail a signed declaration by the membership. At the same time, please refer to the Statute.

Zaproszenie

Serdecznie zapraszam do przystąpienia do Międzynarodowego Stowarzyszenia na rzecz Robotyki Medycznej / International Society for Medical Robotics ISMR. Jesteśmy świadkami ekspansji robotyki na obszar medycyny. W odróżnieniu od robotów przemysłowych roboty medyczne działają w bezpośrednim oddziaływaniu i na rzecz człowieka. To fascynujący obszar badań naukowych i często potrzeba wprowadzenia zupełnie nowych rozwiązań konstrukcyjnych i technologicznych. Roboty stanowią szansę na wprowadzenie nowych standardów usług i opieki medycznej, są jedynym rozwiązaniem problemów związanych powszechną obsługą osób niepełnych. To od nas zależy jak szybki będzie rozwój tej ważnej dziedziny i jak trafne będą podejmowane decyzje z jej rozwojem związane. Zapraszam do aktywnej pracy w Stowarzyszeniu! Stowarzyszenie jest dobrowolnym, samorządnym, trwałym zrzeszeniem o charakterze naukowo-technicznym, skupiającym członków, których działalność zawodowa lub zainteresowania wiążą się z robotyką medyczną.

Czyli – to NASZE STOWARZYSZENIE!

Zbigniew Nawrat
Prezydent

Szanowni Państwo,

Zapraszamy wszystkich zainteresowanych przyłączeniem się do Międzynarodowego Stowarzyszenia na rzecz Robotyki Medycznej i wspieraniem działalności statutowej do złożenia osobiście lub drogą pocztową podpisanej deklaracji członkostwa.

www.medicalrobots.eu



MEMBERSHIP DECLARATION

I apply for being admitted to the International Society for Medical Robotics with registered office in Zabrze, 345a Wolności St., as :¹

☐ ORDINARY MEMBER

☐ SUPPORTING MEMBER

I hereby state that I have been acquainted with the Articles of Association, the objectives and tasks of the Society and oblige myself to observe them, as well as to actively participate in the Society's activities, regular payment of membership fee and conscientious implementation of the resolutions passed by the Society's Authorities.

I consent to storage and processing of my personal data by the Association pursuant to the Law on the Personal Data Protection dated August 29th 1997 (Journal of the Laws of the Polish Republic – 2002 No 1010. Entry 926 et seq.) for the purposes of Society's statutory activities. I reserve the right to have access to my personal data, their correction and completion.

I consent to receive information to my email address or by means of other electronic carriers according to the stipulations of the law on electronic services provision dated 18.02.2002 (Journal of the Laws of the Polish Republic – 2002 No 144. Entry 1204 et seq.)

Personal details / Company details:²

1. Surname and Name (s)/ Company/ Institution name:

.....

2. Legal status:

.....

3. Names of parents:

.....

4. Date and place of birth:

.....

5. KRS/EDG Number:

.....

6. Place of residence/ registered office:

.....

7. Identity card Number/PESEL/NIP/REGON:

.....

8. Telephone / e-mail:

.....

.....

Place, date

.....

Signature

Please, send the completed and signed Declaration to the following address:

**Międzynarodowe Stowarzyszenie na Rzecz Robotyki Medycznej
ul. Wolności 345a, 41-800 Zabrze**

Membership fees should be transfer red to the following bank account:

Bank PEKAO S.A. O/Zabrze, konto nr: 65 1240 4849 1111 0010 4050 7597

¹ Please, mark which membership status you wish to obtain by marking the appropriate box with X. Only one option may be selected. An ordinary member is a physical person. A supporting member is a legal person or physical person that declares support (financial, in-kind or substantive) for the accomplishment of the Society's statutory objectives.

² The details concerning companies/ institutions are filled in by supporting members only.

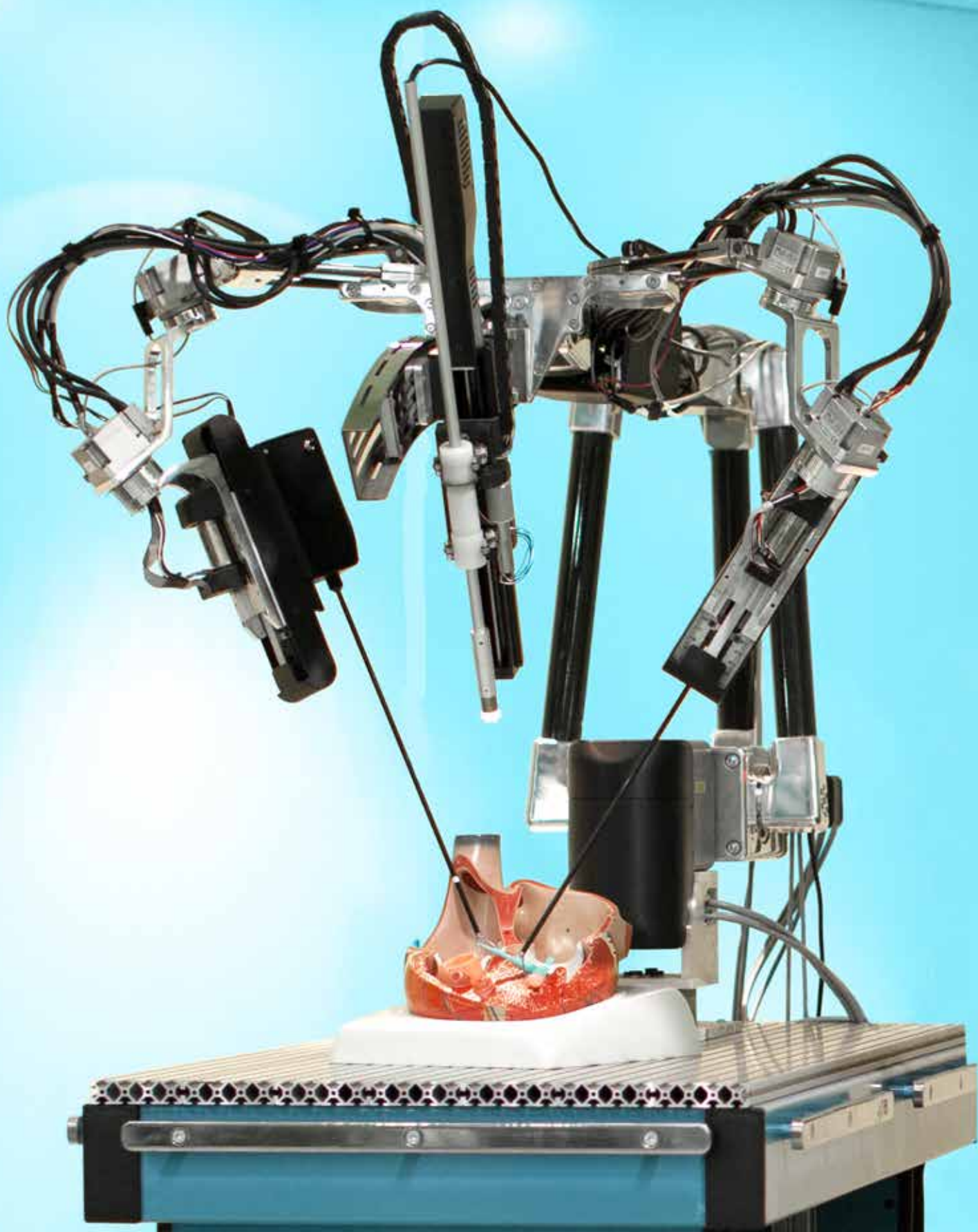


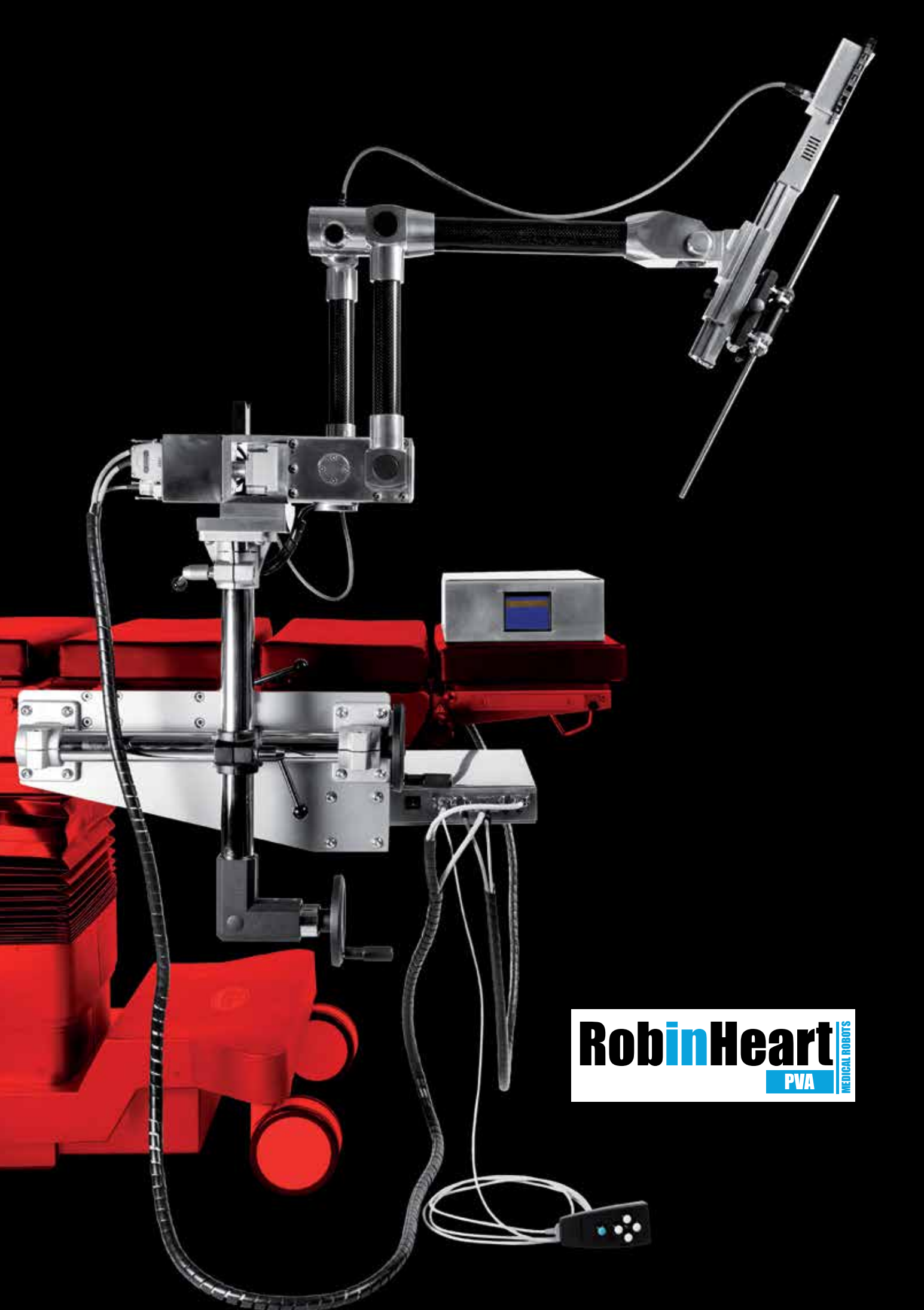
Transmisje online | Nagrania przebiegu konferencji, sympozjów, pokazów
Rejestracja uczestników konferencji | Filmy pokazowe, promocyjne, relacje
Webinaria | E-learning | Zdjęcia lotnicze | Spacery wirtualne 360st



ExpertLab

ExpertLab Sp. z o.o. Sp. k.
Aleja KEN 92/43, 02-777 Warszawa





RobinHeart
PVA MEDICAL ROBOTS



RobinHeart

SYSTEM

MEDICAL ROBOTS

