



Digital Innovation Hub
in Healthcare Robotics

- Sterowanie robotem chirurgicznym z siłowym sprzężeniem zwrotnym
- Zastosowanie filtru kalmana do diagnostyki biomechaniki człowieka
- Testowanie robotów medycznych
- Tibial tuberosity – Trochlear groove distance in symptom-free young subjects...



RobinHeart
PVA
MEDICAL ROBOTS



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



INTRO Medical Robots 2018

The key to modern medicine is the increase in productivity. It cannot be done without automation and robotics – from decision-making processes to therapy and rehabilitation.

Due to demographic threats, an important advantage of using robots is the reduction of employment requirements – both regarding the number (they work instead of doctors or pharmacists or as an executive team controlled by a doctor, e.g. one specialist can simultaneously rehabilitate many patients) and skills or education (they allow to introduce the highest standards, add competence).

After telecommunications progress – sending information at a distance, it is time for long-distance transmission of ACTION. Robots are necessary for this.

The segment of medical robot systems (in market analyses) is divided into surgical robotic systems, rehabilitation robots, non-invasive radiosurgical robots, hospital and pharmacy robots, and other medical robotic systems. Currently, the main players in the global market of medical robots are: Intuitive Surgical, Inc. (USA), Stryker Corporation (USA), Mazor Robotics Ltd. (Israel), Hocoma AG (Switzerland), Hansen Medical Inc. (USA), Accuray Incorporated (USA), Omnicell, Inc. (USA), Ekso Bionics Holdings, Inc. (USA), ARxIUM (USA), Kirby Lester LLC (US), Houston Medical Robotics (USA), Otto Bock Healthcare, Kinova robotics, Varian Medical Systems, Hocoma AG, Vecna Robotics,

Globus Medical, IRobot Corporation, Titan Medical, Inc., KB Medical SA.

We have been observing the growing activity on the robot market in recent years. Intuitive Surgical announces new solutions, among others tools for surgery performed through one hole in the patient's body that will enter the market. New surgical robots appear, e.g. ALF-X (USA), Titan (Canada). Various systems are being developed such as: Virtual Incision, TransEnterix (SurgiBot, Senhence robot-assisted surgical system), Corindus Vascular Robotics (cardiac robot, CorPath GRX), Artas (robotic hair transplant platform), Monarch (Auris Health endoscopy robot), Renaissance (Israeli company Mazor Robotika for orthopedics), HUGO (Surgical Einstein from Medtronic), Flex (for endoscopy by Medrobotics). In May 2018 Corindus received the permission of the US Food and Drug Administration (FDA) for the first automated robot movement designed for the CorPath GRX platform. Called "Rotate on Retract" (RoR), the proprietary software feature is the first automated robot movement in the TechnIQ series for the CorPath GRX platform. It allows the operator to navigate quickly to the target anatomical change by rotating the guide wire automatically while reversing the joystick. This is the first semi-automatic robot procedure authorised for clinical use.

The door for autonomous robots was opened a bit.

Google took over for some time Boston Dynamics (it was supposed to produce military robots) and now with Ethicon (part of Johnson & Johnson) and Verily (part of Google) have created a new company Verb Surgical, which aims to implement a medical robot.

Clinical advances are undeniable proof of the practical utility of robots. Today, we can no longer imagine diagnostics without computed tomography (a diagnostic robot) or robotic radiotherapy (precise and safe both for the patient and medical personnel). Minimally invasive, endoscopic surgical procedures require new, mechatronic and robotic tools. Surgical robots are being increasingly used. Number of operations performed with the market leader – da Vinci robot (Intuitive Surgical, USA) is growing (currently it is 1 million operations per year).

However, heart and cardiac surgery are still an unfinished challenge. We hope that our work in Poland on the Robin Heart robot will contribute to this goal.

Surgical robots are a way to introduce standardization and to reduce invasiveness, while ensuring proper operation safety. The analysis (Kroczyk / Nawrat 2017) shows that in Poland there should be over 30 surgical robots and there are medical teams prepared to introduce several surgical robots in cardiac surgery. Today, thanks to the investments of private hospitals, there are already 6 of them. We hope that there will be a place for Polish Robin Heart robots in this market.

Dear Reader,

We are presenting you a new Issue of our Journal, insisting that medical robotics is an opportunity from any perspective: for a creator searching for achieving an ambitious and meaningful goal, for a user waiting for technological support in the field of medical services and for managers seeking solutions to the promise of universal, successful and cost-effective healthcare.

The market of medical robots is growing at around 20% per year. The world market for medical robotics and computerized surgical technologies is expected to reach 4.6 billion dollars in 2019 (according to the BCC Research report). In 2020, the number of industrial robots will reach 3 million. When in 2000 I started the Robin Heart robot project, there were only 1 million of them. Europe should play an important role in the development of robotics in general and medical robots in particular.

According to the Strategic Research Agenda (SRA) Robotics 2020 Europe must retain its global position in industrial robotics and extend it to embrace the emerging intelligent manufacturing sector. Europe must win a significant part of new markets.

Europe currently provides more than 40% of global industrial robots and it is important to maintain this position. New intelligent robotic systems are emerging and they can be implemented in the production of SMEs. Europe has key technologies in these areas which need to be transferred to the market in order to gain a competitive advantage in these new emerging markets. The use of robotics technology in healthcare already has a direct impact on the provision of specific services, the impact will expand in the coming time.

The authors of the strategy indicate among goals to be achieved: the creation of over 75,000 new qualified jobs for European manufacturers of industrial and service robots; over 30,000 additional new high-tech jobs in European companies supplying components and software for robots; over 30,000 additional new high-tech jobs in European companies supplying components and software for robots; over 140 new European companies that were created as a result of research activities and university institutions; over 140,000 new jobs in European service branches using a wide range of service robots and reaping the benefits of increased productivity; expected EU-27 GDP growth for robotics by € 80 billion.

By 2020, Europe is expected to achieve a 65% share in the estimated EUR 16 billion of professional repair services market (in this group there are medical robots). Following this trail in the field of medical robotics, Poland has a chance to become a key country in Europe due to its pioneering experience, staff development and research and entrepreneurship.

One of the ways to support small and medium-sized enterprises from the medical robotics industry – taking into account finance, research and competence – is the Digital Innovation Hub Robotics in Healthcare abbreviated to acronym HERO.

Robot technology is not only diagnostics and therapy. Robots are also already used in medical and nursing logistics, where they help staff by performing simple tasks such as transport. So let's do robots – because doctors and patients are waiting for them and ... politicians responsible for the health department!

Europe and ... Poland has a chance and should be a producer of high-class medical robots.

I invite you to read our MrR and to join the International Society of Medical Robotics. Please feel free to partake in our meetings: the Medical Robots conference and the ISMR Academy. Together we can more readily overcome such technological difficulties and will be able to convince the medical community at large of the importance of our work. Soon we will be living in a world where robots will be all around us: at work, at home and in hospitals. It depends on us whether they are the guardians of our freedom or its threat.

Zbigniew Nawrat

President ISMR,

Editor of Medical Robotics Reports

Zabrze, December, 2018

Medical Robotics Reports

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

Wydawca: Międzynarodowe Stowarzyszenie

na rzecz Robotyki Medycznej

International Society for Medical Robotics

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 Podsekowski (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. mgr Dominik Pawliński

Redaktor tematyczny: mgr inż. Łukasz Mucha

Redaktor statystyczny: dr hab. inż. Paweł Kostka

Redaktor językowy: BS Kaitlyn Dufendach

Sekretarz redakcji / DTP: mgr inż. Katarzyna Ciemny

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

Okladka: 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.

INTRO Medical Robots 2018

Kluczem do nowoczesnej medycyny jest wzrost produktywności. Nie da się tego uczynić bez automatyzacji i robotyzacji – od procesów decyzyjnych do terapii i rehabilitacji.

W związku z zagrożeniami demograficznymi ważną zaletą stosowania robotów jest zmniejszenie wymagań dotyczących zatrudnienia – zarówno dotyczących liczby (pracują zamiast lekarzy czy farmaceutów albo jako zespół wykonawczy kontrolowany przez lekarza np. jeden specjalista może równocześnie rehabilitować wiele pacjentów) jak i zdolności czy wykształcenia (pozwala na wprowadzenie najwyższych standardów, dodają kompetencji).

Po postępach telekomunikacji – przesyłania na odległość informacji, czas na przesyłanie na odległość DZIAŁANIA. Do tego niezbędne są roboty.

Segment systemów robotów medycznych (w analizach rynkowych) dzieli się na systemy robotów chirurgicznych, roboty rehabilitacyjne, nieinwazyjne radiochirurgiczne, roboty szpitalne i apteczne oraz inne medyczne systemy robotowe. Obecnie główni gracze na światowym rynku robotów medycznych to firmy: Intuitive Surgical, Inc. (USA), Stryker Corporation (USA), Mazor Robotics Ltd. (Izrael), Hocoma AG (Szwajcaria), Hansen Medical Inc. (USA), Accuray Incorporated (USA), Omnicell, Inc. (USA), Ekso Bionics Holdings, Inc. (USA), ARxIUM (USA), Kirby Lester LLC (US), Houston Medical Robotics (USA), Otto Bock Healthcare, Kinova robotics, Varian Medical Systems, Hocoma AG, Vecna Robotics, Globus Medical, IRobot Corporation, Titan Medical, Inc, KB Medical S.A.

Obserwujemy rosnącą aktywność na rynku robotów w ostatnich latach. Intuitive Surgical zapowiada nowe rozwiązania m.in. narzędzia do chirurgii wykonywanej przez jeden otwór w ciele pacjenta, które wejdą na rynek. Pojawiają się nowe roboty chirurgiczne np. ALF-X (USA), Titan (Kanada). Rozwijają się tak różne systemy jak: Virtual Incision, TransEnterix (SurgiBot, Senhence robot-assisted surgical system), Corindus Vascular Robotics (kardiologiczny robot, CorPath GRX), Artas (platforma robotowa implantacji włosów), Monarch (robot do endoskopii firmy Auris Health), Renaissance (izraelskiej firmy Mazor Robotika dla ortopedii), HUGO (chirurgiczny Einstein firmy Medtronic), Flex (dla endoskopii firmy Medrobotics). W maju 2018 roku Corindus otrzymał pozwolenie amerykańskiej Agencji ds. Żywności i Leków (FDA) na pierwszy zautomatyzowany ruch robota zaprojektowany dla platformy CorPath GRX. Nazywana „Rotate on Retract” (RoR), zastrzeżona funkcja oprogramowania to pierwszy zautomatyzowany ruch robota w serii TechnIQ dla platformy CorPath GRX. Umożliwia operatorowi szybką nawigację do docelowej zmiany anatomicznej poprzez automatyczne obracanie prowadnika podczas cofania joysticka. To pierwsza półautomatyczna

procedura robotowa dopuszczona do stosowania klinicznego. Uchylono zatem drzwi dla autonomicznych robotów.

Google przejęło na jakiś czas Boston Dynamics (miał produkować roboty wojskowe) a obecnie wraz z Ethicon (część Johnson & Johnson) i Verily (część Google) utworzyły nową firmę VerbSurgical, której celem jest wdrożenie robota medycznego.

Postępy kliniczne są niezaprzeczalnym dowodem praktycznej użyteczności robotów. Dzisiaj już nie wyobrażamy sobie diagnostyki bez tomografii komputerowej (robota diagnostycznego), czy zrobotyzowanej radioterapii (precyzyjnej, bezpiecznej i dla pacjenta, i dla personelu medycznego). Zabiegi chirurgiczne mało inwazyjne, endoskopowe, wymagają nowych, mechatronicznych i zrobotyzowanych narzędzi. Roboty chirurgiczne są coraz częściej stosowane. Liczba operacji wykonywanych za pomocą lidera rynku – robota da Vinci (Intuitive Surgical, USA) rośnie (obecnie wynosi 1 mln operacji rocznie).

Serce i kardiochirurgia jednak ciągle jest wyzwaniem nie zrealizowanym. Mamy nadzieję, że prowadzone przez nas prace w Polsce nad robotem Robin Heart, przyczynią się do osiągnięcia tego celu.

Roboty chirurgiczne są sposobem wprowadzenia standaryzacji i zmniejszenia inwazyjności, przy zapewnieniu odpowiedniego bezpieczeństwa operacji. Z przeprowadzonej analizy (Kroczyk/Nawrat 2017) wynika, że w Polsce powinno być ponad 30 robotów chirurgicznych oraz zespoły medyczne są przygotowane do wprowadzenia kilku robotów chirurgicznych w kardiochirurgii. Dzisiaj, dzięki inwestycji prywatnych szpitali jest ich już 6. Mamy nadzieję, że znajdzie się na tym rynku miejsce dla polskich robotów Robin Heart.

Drogi Czytelniku,

Oddajemy Tobie nowe wydanie naszego czasopisma uparcie wierząc, że robotyka medyczna stanowi szansę z każdej perspektywy, dla: twórcy poszukującego ważnego i ambitnego celu, użytkownika oczekującego na wsparcie technologiczne w zakresie usług medycznych oraz zarządzających, którzy poszukują rozwiązań obietnicy powszechnej, skutecznej i opłacalnej służby zdrowia.

Rynek robotów medycznych rośnie około 20% rocznie. Przewiduje się, że światowy rynek robotyki medycznej i komputerowych technologii chirurgicznych osiągnie wartość 4,6 miliarda dolarów w 2019 roku (według raportu BCC Research). W 2020 roku liczba robotów przemysłowych osiągnie liczbę 3 mln. Gdy w 2000 r. rozpoczynałem projekt robota Robin Heart było ich tylko 1 mln. Europa powinna odegrać ważną rolę w rozwoju robotyki w ogóle a robotów medycznych w szczególności.

Wg Strategic Research Agenda (SRA) Robotics 2020 Europa musi zachować swoją globalną pozycję w ro-

botyce przemysłowej i rozszerzyć ją, aby objąć nowo powstający inteligentny sektor produkcji. Europa obecnie dostarcza ponad 40% światowych robotów przemysłowych i ważne jest utrzymanie tej pozycji. Pojawiają się nowe inteligentne systemy robotowe, które można wdrożyć w produkcji przez MŚP. Europa posiada kluczowe technologie w tych obszarach, które muszą zostać przeniesione na rynek, aby uzyskać przewagę konkurencyjną na tych nowych wschodzących rynkach. Zastosowanie technologii robotyki w opiece zdrowotnej ma już bezpośredni wpływ na dostarczanie konkretnych usług, wpływ ten będzie się rozszerzał w nadchodzącym czasie.

Europa musi wygrać znaczną część nowych rynków. Autorzy strategii wskazują wśród celów do osiągnięcia: stworzenie ponad 75 000 nowych wykwalifikowanych miejsc pracy u europejskich producentów robotów przemysłowych i usługowych; ponad 30 000 dodatkowych nowych, zaawansowanych technologicznie miejsc pracy w europejskich firmach dostarczających komponenty i oprogramowanie do robotów; ponad 30 000 dodatkowych nowych, zaawansowanych technologicznie miejsc pracy w europejskich firmach dostarczających komponenty i oprogramowanie do robotów; ponad 140 nowych europejskich firm, które powstały w wyniku działalności badawczej i instytucji uniwersyteckich; ponad 140 000 nowych miejsc pracy w europejskich gałęziach usług przy użyciu szerokiej gamy robotów serwisowych i czerpania korzyści ze zwiększonej produktywności; spodziewany wzrost PKB w UE-27 związany z robotyką o 80 mld €.

Do 2020 r. Europa ma osiągnąć 65% udziałów w szacowanym 16 mld € rynku profesjonalnych usług serwisowych (w tej grupie są roboty medyczne). Idąc za tym tropem w zakresie robotyki medycznej Polska ma szansę stać się krajem kluczowym w Europie ze

względem na posiadane pionierskie doświadczenia, rozwój kadry i prowadzone prace badawcze oraz przedsiębiorczość. Roboty medyczne stają się dobrym biznesem.

Jednym ze sposobów wspierania – finansowo, badawczo i kompetencyjnie – małych i średnich przedsiębiorstw z branży robotyki medycznej jest działanie Digital Innovation Hub Robotics in Healthcare o akronimie HERO. Poświęcamy część obecnego numeru na przedstawienie tego projektu – zapraszając do współpracy.

Technologia robotów to nie tylko diagnostyka i terapia. Roboty też są już wykorzystywane w logistyce medycznej i pielęgniarstwie, gdzie pomagają personelowi wykonując proste zadania np. transportowe. Róbnym zatem roboty – bo czekają na nie i lekarze i pacjenci i ... politycy odpowiedzialni za resort zdrowia!

Europa, a w niej Polska ma szansę i powinna być producentem wysokiej klasy robotów medycznych.

Zapraszam do lektury naszego MrR i do Międzynarodowego Stowarzyszenia Robotyki Medycznej, a także na nasze spotkania: konferencję Roboty Medyczne i Akademię ISMR. Razem łatwiej pokonamy trudności, razem łatwiej przekonamy innych. Już wkrótce będziemy, żyli w świecie w którym obok nas będą wszędzie roboty. I w pracy, i w domu, i w szpitalu. Od nas zależy czy będą strażnikami naszej wolności czy jej zagrożeniem.

Zbigniew Nawrat
Prezydent ISMR
Redaktor MrR
Zabrze, grudzień 2018



www.medicalrobots.eu



Digital Innovation Hub in Healthcare Robotics

EU Commission invests €16 million in DIH-HERO to accelerate innovation in robotics for healthcare

The European Commission invests €16 million in DIH-HERO (*Digital Innovation Hubs in Healthcare Robotics*), a European project which aims to boost innovation and implementation of robotics in healthcare. The project consortium, which is led by the University of Twente (as coordinator), consists of 17 partners spread across 10 European countries. The consortium is aimed to establish an independent platform meant to connect businesses, knowledge institutes, investors and other stakeholders, facilitate collaboration and support them to make their products and services in the field of robotics available to healthcare providers.

The Zbigniew Religa Foundation of Cardiac Surgery Development (FRK) is a well-known research and development center in Poland that prepares devices and biomaterials necessary for more effective treatment of patients with an inefficient heart. Polish heart support systems have been working in clinics since 1993. We hope that the first Robin Heart robot family will be implemented clinically soon. The FRK is a pioneer in Poland of medical robotics and a promoter of innovative ideas, proposing a platform for the exchange of information and inspiration in the form of numerous conferences, trainings and demonstrations. Regularly held conferences in Zabrze, Medical Robots are among the oldest in the world in this field.

Stefano Stramigioli, professor in robotics at the University of Twente and coordinator of the pan-European network, explains: "The route for embedding medical innovations in clinical practice is tough, time-consuming and requires substantial investments. It involves clinical testing, developing efficient production methods, reaching investors, establishing a company and handling distribution, just to mention a few steps. Furthermore, multiple actors are working on various innovations in robotics".

The European Commission aims to accelerate this 'innovation cycle' throughout the entire value chain, making sure that the products and services are developed efficiently by connecting the relevant stakeholders. Each of the 17 partners within the consortium represents a network of healthcare- and knowledge institutes, investors and commercial businesses active in robotics for healthcare.

Through joining forces, it is planned to build up a DIH-HERO platform during the next four years. This platform will significantly leverage added value throughout the entire value chain in the healthcare ecosystem, by sharing knowledge, connecting the right stakeholders and stimulating tailored investments.

"We are delighted with this grant of €16 million, of which more than €8 million will be distributed to commercial companies in order to support their efforts in development and implementation of digital technologies", Stefano Stramigioli states.

SME's and midcaps located in Europe can apply for funding in open calls from summer 2019 until spring 2021. Funding will be available for travelling, demonstrators and technology transfer.

The Robin Heart surgical robot design in 2000, as well as ad education actions and cooperation in the European Union projects led to the dissemination of the idea and knowledge of medical robotics, which became the subject of academic sciences and the reason for the creation of many companies proposing their own products, e.g. from the group of rehabilitation robots or social ones. Support for talented graduates of Polish universities, young entrepreneurs and their undertakings, and thus increase of their chances to introduce Polish medical robots to the global market, establishment of effective co-operation with European partners will be the main goal of the FRK in the DIH HERO project.

FRK exists as innovation hub in its own right at the centre of a local eco-system, have has innovation infrastructure and offers services to other organizations and businesses located nationally and regionally. FRK has extensive expertise within and between robotics and multiple aspects of healthcare.

The FRK will carry out its tasks within the framework of the project schedule and specific Work Package dedicated to the following objectives: WP1 (Connectivity), WP2 (Outreach and Dissemination), WP3 (service delivery), WP4 (funding to SMEs), WP5 (sustainability) & WP6 (Online Portal).

WP1 is focused on gathering information about operational and funding diversity across Europe. We will create Polish robotics in healthcare report for 2019 and forecast description. WP3 is focused on the delivery of services and best practice in robotics healthcare delivery. We will open a net of Polish laboratory facilities for testing/research of new products prepared by European robotic SME. WP4 is dedicated for transfer via competition financial support to third parties (FSTP) to support industry, in particular SMEs, in their digital transformation, through for instance, development of demonstrators and platforms, technology transfer experiments, or other services (technical or non-technical), as appropriate. It provides unique chance for Polish inventors, companies, SMEs to receive financial and market support for

robotics activity. In WP6 (On-line Portal) FRK will be able to draw on broader and diverse expertise in the network and deliver this to companies and healthcare associates within Polish region. Users of the network, connected to FRK as a HERO hub partner, will gain access to knowledge and to services (WP3) that add value to their current offering to innovators and sustainability (WP5).

WP1, WP2, WP3 and WP4 are dedicated to facilitate and accelerate uptake and integration of robotics in healthcare supported by the network of users created by the of on-line portal developed in WP6.

For the development and testing of the next generation healthcare robotics, all HERO partners have created a real unique integrated research, development and testing robotics eco-system where it is possible for both academic researchers and their (industrial) partners to move seamlessly from the research labs at the university to healthcare-specific test- and experience facilities in the region.

Polish FRK ecosystem consist of both; industrial and academic/research centers.

FRK ecosystem consist of:

FRK (Leader, Non-profit, R & D, www.frk.pl),

1. Society

International Society for Medical Robotics (Society, Non-profit, www.medicalrobots.eu)

2. Company / SME

ACCREA (SME, R & D), EGZOTECH (SME, <https://egzotech.com/>); Meden-Inmed Sp. z o.o. (medical company – over 200 employees – www.meden.com.pl),

3. Institute

ITAM (Institute of Medical Technology and Equipment ITAM, R & D, <http://www.itam.zabrze.pl>); Engineering Academic Centers

4. Technological Academic Centers:

Silesian University of Technology (Silesian University of Technology, <https://www.polsl.pl/>), Lublin University of Technology (Lublin University of Technology, www.pol-lub.pl/); Wroclaw University of Technology (Wroclaw University of Science and Technology, pwr.edu.pl/); Warsaw University of Technology (Warsaw University of Technology, <https://www.pw.edu.pl/>); Poznan University of Technology (Poznań University of Technology, <https://www.put.poznan.pl/>); Lodz University of Technology, <https://www.p.lodz.pl/pl/>);

5. Medical Academic Centers

Medical University of Silesia (<http://sum.edu.pl>); Medical University of Lublin (Medical University of Lublin <http://www.umlub.pl>)

“We are convinced that DIH-HERO can make a real difference concerning innovation in healthcare and will add significant value throughout the value chain, striving to bring excellent products and services to the market, to the best benefit of the end-consumer – the patient”, Stramigioli concludes.

For more information and details on upcoming calls, please go to: www.dih-hero.eu.

For more information and interview requests, please contact UT-communication officer Corjan van der Kuil at:

E: c.a.vanderkuil@utwente.nl

T: +31 6285 20493



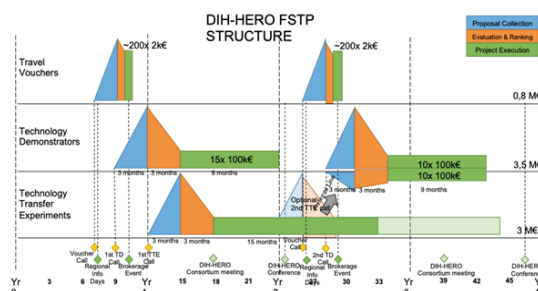
This project has received funding from the European Union's Horizon 2020 research and innovation programme under grant agreement No 825003.



The DIH-HERO proposal addresses the creation of a network of robotics Digital Innovation Hubs focused on the Priority Application area of Healthcare as called for in the Innovation Action DT-ICT-02-2018a (Robotics – Digital Innovation Hubs). This proposal therefore contributes to the Digitisation of European Industry (COM(2016)180) and in particular it works to reinforce the links between the LEIT and Societal Pillars of Horizon 2020 where robotics and healthcare are respectively focused. The network of DIH within DIH-HERO is dedicated to delivering robotics innovation in healthcare by addressing the creation of an excellent and sustainable network of DIH that can address innovation across all healthcare pathways and services. This proposal will add value to healthcare organisations and SMEs through the network, its services and through cascade actions.

DIH-HERO will operate throughout the healthcare "pathway" that connects Prevention, Diagnosis, Treatment and Care as well as covering all aspects of hospital logistics and clinical services. It will also focus on home and care-based robotics addressing healthy aging and elderly care.

DIH-HERO addresses the challenge of connecting innovative SMEs with healthcare innovators to create opportunities that will showcase the benefit of robotics in healthcare with the goal of increasing uptake and deployment.



Financial support to third parties FSTP plan.



SPIS TREŚCI:

XVI KONFERENCJA ROBOTY MEDYCZNE 2018 – RAPORT 7 GRUDNIA 2018 R. – ZABRZE – FUNDACJA ROZWOJU KARDIOCHIRURGII	11
Zbigniew Nawrat	
ZASTOSOWANIE FILTRU KALMANA DO DIAGNOSTYKI BIOMECHANIKI CZŁOWIEKA	18
Piotr Sauer, Paweł Szulczyński, Bartłomiej Lubiowski, Bartosz Breninek, Kacper Gruszczyński2	
TIBIAL TUBEROSITY – TROCHLEAR GROOVE DISTANCE IN SYMPTOM-FREE YOUNG SUBJECTS AND THE PROPOSAL FOR A NEW GUIDELINE VALUE TO EVALUATE PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME IN CASE OF TROCHLEA DYSPLASIA	26
Andreas Alk, Viola Bantle, Tobias Martin, Rui Wang, Marcin Kasprzyk, Josef Kozak	
CHIRURGIA BARDZIEJ PRECYZYJNA	31
Joanna Szyman	
TESTOWANIE ROBOTÓW MEDYCZNYCH	33
Zbigniew Nawrat	
STEROWANIE ROBOTEM CHIRURGICZNYM Z SIŁOWYM SPRZĘŻENIEM ZWROTNYM – WSTĘPNE TESTY FUNKCJONALNE ROBOTA ROBIN HEART	43
Dariusz Krawczyk, Łukasz Mucha, Krzysztof Lis, Zbigniew Nawrat	

PODZIĘKOWANIE

Redakcja składa serdeczne podziękowania za merytoryczny i honorowy wkład w przygotowanie tego wydania czasopisma osobom, które przyjęły na siebie trud recenzji przesłanych do nas publikacji. Recenzantami Medical Robotics Reports wydanie 2018 byli wybitni specjaliści robotyki i wielu dziedzin techniki, materiałoznawstwa, biofizyki, medycyny m.in.: Armand Cholewka (Katowice), Sławomir Grzegorzczyn (Zabrze), Paweł Kostka (Gliwice), Josef Kozak (Tutlingen, Niemcy), Zbigniew Paszczena (Gliwice)

XVI KONFERENCJA ROBOTY MEDYCZNE 2018 – RAPORT

7 grudnia 2018 r. – ZABRZE

– Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii

Zbigniew Nawrat

prezydent Międzynarodowego Stowarzyszenia na rzecz Robotyki Medycznej

Robotyka, jako dyscyplina techniczna, zajmuje się syntezą pewnych funkcji człowieka poprzez wykorzystanie mechanizmów, czujników, zespołów wykonawczych i komputerów. Robotyka medyczna obejmuje manipulatory i roboty do celów diagnostyki, terapii (chirurgii), protetyki i rehabilitacji. Potencjał w zakresie rozwoju robotyki medycznej opiera się na pionierskich doświadczeniach kilku polskich zespołów oraz na konsekwentnych działaniach upowszechniających nowe idee. Liderem w zakresie robotyki medycznej jest Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi w Zabrzu (FRK) – jako ośrodek naukowo-badawczo-wdrożeniowy (roboty rodziny Robin Heart) oraz jako inicjator i organizator wielu przedsięwzięć popularyzujących, rozpowszechniających (konferencje, warsztaty, publikacje) tę nową, atrakcyjną dziedzinę techniki medycznej. Od 2001 r. odbywają się cyklicznie w Zabrzu konferencje i warsztaty tematyczne poświęcone robotom medycznym. To pewnie najstarsza na świecie cyklicznie odbywająca się konferencja tematyczna robotyki medycznej.

Za nami już XVI 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, we współpracy z Śląskim Uniwersytem Medycznym SUM. 7 grudnia gościliśmy znakomitości nauki, techniki i medycyny z ogromnym zainteresowaniem publiczności i mediów. Kolejnego dnia – 8 grudnia – multidyscyplinarne spotkanie mistrzów i uczniów Akademii ISMR.

Zakres tematyczny tego spotkania naukowców, projektantów, konstruktorów i użytkowników zwią-

zanych z robotyką obejmuje wszystkie zrobotyzowane urządzenia stosowane w medycynie.

Spotkanie 7 grudnia rozpoczęliśmy od Warsztatów KETGATE zorganizowanych przez Klaster MedSilesia nadzorowany przez GAPER (Górnośląską Agencję Przedsiębiorczości i Rozwoju). Warsztaty poprowadziła Pani Izabela Czeremcha (GAPER) i Zbigniew Nawrat (ISMR, FRK). Maciej Gawlikowski, Małgorzata Gonsior, Zbigniew Małota, Piotr Wilczek, Roman Kustosz przedstawili doświadczenia i ofertę FRK dla firm a Zbigniew Nawrat poinformował m.in. po raz pierwszy zgromadzone media i publiczność o założeniach europejskiego projektu DIH Robotics in Healthcare HERO.

Śląsk odegrał rolę pioniera w Polsce w zakresie robotów medycznych; w szczególności robotów chirurgicznych, rehabilitacyjnych i sztucznych narządów. Stawiając na rozwój robotyki medycznej Śląsk przyczynia się do realizacji agendy działań Komisji Europejskiej na rzecz wdrożenia „Europejskiej Strategii w dziedzinie Kluczowych Technologii Wspomagających” (*ang.: Key-Enabling Technologies, KET*). Technologie robotyki medycznej posiadając międzysektorowy i multidyscyplinarny charakter wpływają na wzrost innowacyjności i konkurencyjności wielu dziedzin przemysłu i branż usługowych. Dla przedsiębiorców stanowią szansę na tworzenie produktów nowoczesnych i zdobycia nisz rynkowych. Wśród technologii KET robotyka, multidyscyplinarna z naukowego punktu widzenia i nasycona nowoczesnymi technologiami elektronicznymi, informatycznymi i materiałowymi, odgrywa silną rolę gospodarczą oraz społeczną. Wpływa bezpośrednio na rozwój innowacyjnych i wysoce konkurencyjnych branż jako jedna z najbardziej generycznych technologii. Ale przede wszystkim stanowi szansę na rozwiązanie



wiceprezydent Zabrza – Krzysztof Lewandowski



dyrektor generalny FRK – Jan Sarna



Izabela Czeremcha – GAPR Sp. z o.o



Zbigniew Nawrat – ISMR, FRK, SUM



dr Maciej Gawlikowski – Pracownia Sztucznego Serca IPS FRK



Znakomici chirurdzy prof. Stanisław Czudek (Klinika Nieborowice) i prof. Józef Dzieliński



Transmisja operacji radykalnej prostatektomii za pomocą robota da Vinci przez profesora Vladimira Studenta ze Szpitala Uniwersyteckiego w Ołomuńcu, Czechy

szeregu problemów dotyczących jakości i powszechności usług medycznych wobec zachodzących zmian demograficznych.

Po raz pierwszy dzięki wspaniałej współpracy z Czechami zaaranżowanej przez prof. Stanisława Czudka mogliśmy przeprowadzić transmisję operacji na żywo. **Transmisja operacji radykalnej prostatektomii za pomocą robota da Vinci wykonana przez profesora Vladimira Studenta z zespołem, ze Szpitala Uniwersyteckiego w Ołomuńcu** – była znakomitą próbą pokazania robotów chirurgicznych od strony użytkowej. Fantastyczna lekcja, świetna atmosfera prosto z Czech i prowadzenie z translacją językową przez prof. Czudka stanowiły podstawę do dyskusji na temat pożytków płynących ze stosowania robotów da Vinci i próbą prognozy rozwoju robotów chirurgicznych, do których to tematów nawiązywały wykłady

przygotowane we Wrocławiu (prof. W. Witkiewicz) i Chicago (dr S. Marecik) transmitowane na żywo przez Internet.

Nagrodę publiczności zdobył Tomasz Krzykowski z Politechniki Poznańskiej za prezentację pracy: **System sterowania manipulatorem w zabiegach chirurgicznych**. Nagrody głównej – Statuetka Robina – w tym roku nie przyznano. Natomiast Jury zdecydowało się podkreślić obecność, po raz pierwszy firm typu start up na naszej konferencji i przyznało wyróżnienie w tej grupie dla firmy RSQ Technology, której przedstawiciele Bartłomiej Lubiowski (Prezes), Bartosz Breninek, Kacper Gruszczyński, Szymon Chorodeńsk przedstawili referat pt.: „**System RSQ Motion – założenia i budowa prototypu**”. Prezentację wygłosił i nagrodę odebrał Pan Bartłomiej Lubiowski.

KONFERENCJA ROBOTY MEDYCZNE 2018

7 grudnia 2018 – ZABRZE – Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii Zabrze im. prof. Zbigniewa Religi.

9.00. OTWARCIE WARSZTATÓW – KETGATE



Warsztat regionalny: KETGATE – Your gate to innovation and high level technology services – ekosystem umożliwiający dostęp do infrastruktury i usług dedykowanych MŚP wykorzystujących kluczowe technologie wspomagające (KET) – **Izabela Czeremcha**, GAPR Sp. z o.o. partner projektu KETGATE, moderator prof. **Zbigniew Nawrat**

9.00. Zbigniew Nawrat. **Roboty medyczne jako technologie kluczowe KetGate**. Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi, Zabrze.

9.10 – 9.30. Izabela Czeremcha. **Oferta GAPR w ramach KetGate dla MŚP**.

9.30. Maciej Gawlikowski, Małgorzata Gonsior, Zbigniew Małota, Piotr Wilczek, Roman Kustosz. **Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii – możliwości współpracy dla jednostek naukowych i przedsiębiorców**. Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi, Zabrze.

9.45. Zbigniew Nawrat. **Digital Innovation Hub HERO – robotics in healthcare**. Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi, Zabrze.

9.50. Zbigniew Nawrat. **Robin Heart – dokąd i dlaczego**. Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi, Zabrze.

10.00. OTWARCIE KONFERENCJI ROBOTY MEDYCZNE 2018

Zbigniew Nawrat, prezydent Międzynarodowego Stowarzyszenia na rzecz Robotyki Medycznej, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach oraz Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi.

10.10. ROBOTY CHIRURGICZNE KLINICZNE 1

Transmisja operacji radykalnej prostatektomii za pomocą robota da Vinci przez profesora **Vladimira Studenta** ze Szpitala Uniwersyteckiego w Ołomuńcu, Czechy.

Debata: Przyszłość robotyki chirurgicznej w Polsce (debata będzie prowadzona przez cały czas spotkania) – prof. Stanisław Czudek (Klinika Nieborowice), prof. Józef Dzielicki (Gabinet Chirurgii Ogólnej, Chirurgii Dziecięcej i Chirurgii Klatki Piersiowej), prof. Romuald Cichoń (Medinet Wrocław i WUM).

12.00. ROBIN HEART – POSTĘPY

Łukasz Mucha¹, Csaba Dücső², Gábor Szabó³, Péter Fürjes¹. **Prototypic force feedback instrument for minimally invasive robotic surgery**. ¹Biocybernetics Laboratory, Foundation of Cardiac Surgery Development, 41-800 Zabrze, Poland, ²MEMS Laboratory, Centre for Energy Research, Budapest H-1121, Hungary, ³Budapest University of Technology and Economics, Budapest H-1111, Hungary.



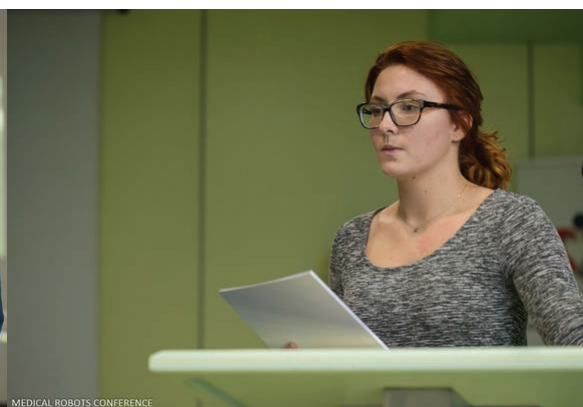
MEDICAL ROBOTS CONFERENCE
Transmisja operacji



MEDICAL ROBOTS CONFERENCE
prof. Romuald Cichoń – UW, MediNet



MEDICAL ROBOTS CONFERENCE
doc. Tadeusz Morawiec – Śląski Uniwersytet Medyczny



MEDICAL ROBOTS CONFERENCE
Magdalena Marchewka – Politechnika Lubelska.



MEDICAL ROBOTS CONFERENCE
Marcin Kostuj – SUM



MEDICAL ROBOTS CONFERENCE
Andrzej Zakręcki – AGH, Kamil Marczewski – SUM



MEDICAL ROBOTS CONFERENCE
Bartłomiej Lubiawski – Prezes RSQ Technologies sp z o.o. z Poznania



MEDICAL ROBOTS CONFERENCE
dr Krzysztof Lis – Politechnika Śląska

Łukasz Mucha¹, Krzysztof Lis², Dariusz Krawczyk¹. **System sterowania robotem ze sprzężeniem siłowym – interfejs użytkownika.** ¹Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii, Foundation of Cardiac Surgery Development, Pracownia Biocybernetyki, Zabrze, ²Politechnika Śląska, Silesian University of Technology, Mechaniczny Technologiczny, Katedra Budowy Maszyn, Gliwice.

Dariusz Krawczyk. **Wpływ magistrali komunikacyjnej na system sterowania robotem ze sprzężeniem siłowym.** Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi, Zabrze.

Krzysztof Lis¹, Krzysztof Lechrich¹, Łukasz Mucha², Dariusz Krawczyk², Zbigniew Nawrat². **Oryginalne stanowiska badawcze robotów i narzędzi chirurgicznych.** ¹Politechnika Śląska, Silesian University of Technology, Mechaniczny Technologiczny, Katedra Budowy Maszyn, Gliwice, ²Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii, Foundation of Cardiac Surgery Development, Pracownia Biocybernetyki, Zabrze.

Marek Czudek, Łukasz Mucha¹, Dariusz Krawczyk¹. **Trenażery laparoskopowe.** ¹Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi, Zabrze.

13.00. PRZERWA NA LUNCH. POKAZY ROBOTÓW.

13.30. ROBOTY MEDYCZNE – POSTĘPY

Bartłomiej Stańczyk. **Robotic Assistant for MCI Patients – Design and Evaluation.** ACCREA Lublin.

Bartłomiej Stańczyk. **Assistive Robotic Arm for Wheelchair Users.** ACCREA Lublin.

Bartłomiej Stańczyk. **ReMeDi – from Remote to Autonomous Image Acquisition in Ultrasound Scanning.** ACCREA Lublin.

14.15. ROBOTY MEDYCZNE – PRACE PODSTAWOWE

Tomasz Krzykowski, Piotr Sauer. **System sterowania manipulatorem w zabiegach chirurgicznych.** Politechnika Poznańska.

Piotr Falkowski. **Możliwości implementacji haptycznego sprzężenia zwrotnego w robotach chirurgicznych.** PIAP Warszawa, Politechnika Warszawska.

14.45. NAWIGACJA MEDYCZNA

Tadeusz Morawiec¹, Patryk Kownacki², Rafał Rój², Kacper Wachol². **Dynamiczna nawigacja w leczeniu implantologicznym.** ¹Zakład chirurgii stomatologicznej w Bytomiu, Centrum stomatologii Comfortdent Katowice, ²Zakład protetyki stomatologicznej Bytom.

15.00. ROBOTY CHIRURGICZNE KLINICZNIE 2

Sławomir Marecik. **Chirurgia robotowa jelita grubego i odbytnicy. Gdzie byliśmy, gdzie jesteśmy i dokąd zmierzamy.** Associate Professor of Surgery University of Illinois, Chicago, Advocate Lutheran General Hospital, Park Ridge, (TELEKONFERENCJA)

Wojciech Witkiewicz, Marek Zawadzki. **Stan robotyki chirurgicznej w Polsce.** Wojewódzki Szpital Specjalistyczny we Wrocławiu. (TELEKONFERENCJA)

16.00. INNOWACJE TECHNOLOGICZNE DLA ROBOTYKI MEDYCZNEJ

Magdalena Marchewka, Jarosław Zubrzycki, Robert Karpiński. **Analiza obrazowania termicznego rozmieszczenia temperatury na skórze człowieka podczas ćwiczeń siłowych.** Politechnika Lubelska.

Andrzej Zakręcki¹, Maciej Królikowski², Marcin Kostuj³, Kamil Marczewski³. **„Mediprintic”. Drukowanie personalnych ortez.** ¹Katedra Robotyki i Mechatroniki, AGH, ²Instytut Lotnictwa PW, ³SKN Ortopedii i Traumatologii w Sosnowcu, SUM, SKN Ortopedii i Traumatologii w Sosnowcu, SUM.

Bartosz Breninek, Szymon Chorodeński, Kacper Gruszczyński, Bartłomiej Lubiowski, Piotr Sauer. **System RSQ motion – założenia i budowa prototypu.** Politechnika Poznańska.

16.45. UROCZYSTE OGŁOSZENIE WYNIKU KONKURSU NA NAJLEPSZĄ PRACĘ MŁODEGO UCZESTNIKA KONFERENCJI ROBOTY MEDYCZNE 2018

16.55. ZAKOŃCZENIE KONFERENCJI



Dariusz Krawczyk – Pracownia Biocybernetyki IPS FRK



Łukasz Mucha – Pracownia Biocybernetyki IPS FRK



Marek Czudek – Uniwersytet Śląski



Bartosz Stańczyk – ACCREA, Lublin



Piotr Falkowski – PIAP Warszawa



Tomasz Krzykowski – Politechnika Poznańska



Od lewej prof. Zenon Czuba, doc. Zbigniew Nawrat, Pani Marta Skwarek z katowickiego LO im M. Wańkowicza z uczniami



Tomasz Krzykowski – zdobywca nagrody publiczności

Drugi dzień konferencji 8 grudnia miał charakter zamkniętego spotkania w ramach Akademii Sztuki Projektowania Robotów Medycznych (Akademia ISMR). Akademia gromadzi specjalistów z dziedziny prawa, psychologii, projektowania, bezpieczeństwa danych, ubezpieczeń i przedsiębiorczości, którzy rozmawiali o robotyce medycznej w reprezentowanych przez siebie aspektach z intencją takiego ich projektowania, by nie tylko spełniały oczekiwania społeczne, ale były użyteczne, funkcjonalne, bezpieczne, dostępne i estetyczne. Było jasne przedstawienie problemu z różnej perspektywy i znakomita dyskusja. Inspirujące, ważne dla nas czyli konstruktorów robotów i ich przyszłych użytkowników.

Konferencja następna w 2019 r. będzie powiązana z aktywnością FRK i ISMR rozwijaną w ramach nowego projektu europejskiego – Digital Innovation Hub Robotics in Healthcare HERO. Wykorzystamy szansę wspierania funduszami EU i kompetencjami wszystkich partnerów małych i średnich przedsiębiorstw pracujących na rzecz rozwoju robotyki dla

usług zdrowia. Mamy nadzieję, że dobra przyszłość robotyki medycznej czyli realizacja szans i pokonanie przeciwności jest pewna także dzięki temu, że spotykamy się co roku w Zabrzu.

Życzymy sukcesów naszym członkom Stowarzyszenia, naukowcom i wynalazcom obecnym na naszej Konferencji. Zapraszamy na kolejne niezwykle spotkania organizowane dla rozwoju robotów medycznych!

Informacje o konferencjach – zarówno tych które były jak i tych co będą proszę szukać na stronach www.medicalrobot.eu.

Materiały fotograficzne z ostatniej konferencji są pod adresem:

KONFERENCJA: <http://conference.medicalrobots.pl/pl/galeria-2018-konferencja/>

AKADEMIA: <http://conference.medicalrobots.pl/pl/galeria-2018-akademia-ismr/>

Zdjęcia wykonał i opracował, a także nadzoruje naszą stronę komunikacji internetowej – Pan **Mariusz Jakubowski**, Pracownia Biocybernetyki IPS FRK.



AKADEMIA SZTUKI ISMR – PROGRAM

8 grudnia 2018 – ZABRZE – Fundacja Rozwoju Kardiologii Zabrze

Akademia sztuki budowania robotów medycznych – Międzynarodowego Stowarzyszenia na rzecz Robotyki Medycznej. International Society for Medical Robots Academy.

Zaczynamy o 9.00

Dyskusje inspirowane przez Mistrzów do wyczerpania tematu.

Roboty medyczne w dialogu:

Trzy dialogi o robotach medycznych – wprowadzenie Zbigniew Nawrat, prezydent Międzynarodowego Stowarzyszenia na rzecz Robotyki Medycznej.

1. DIALOG O FILOZOFII

Mistrz – **Prof. Mariusz Wojewoda**, filozof – etyk, UŚ Katowice – „Etyka robotów”

2. DIALOG I WZORNICTWIE

Dwie Mistrzynie

Klaudia Gołaszczuk. Case study: projekt magisterski pompy wspomaganie serca. ASP Katowice

Agata Gancarczyk. Case study: projekt magisterski sensorów do wirtualnej rehabilitacji. ASP Katowice

3. DIALOG O MEDYCYNIE

Mistrz – **Prof. Romuald Cichoń**, Medinet Wrocław

Ulubiony uczeń prof. Religi, który wykonał kilkadziesiąt operacji serca z robotem da Vinci w Dreźnie opowie dlaczego teraz nie operuje robotem: „Czego brakuje robotom? Czego brak chirurgom? Czego brak w systemie?”

Mistrz – Prof. Zenon Czuba, SUM Zabrze – Znajdzie miejsca gdzie roboty medyczne mogły by być a ich nie ma.

Zastosowanie filtru Kalmana do diagnostyki biomechaniki człowieka

Application of the Kalman filter for the diagnosis of human biomechanics

Artykuł recenzowany

PIOTR SAUER^{1*},
PAWEŁ SZULCZYŃSKI¹,
BARTŁOMIEJ
LUBIATOWSKI²,
BARTOSZ BRENINEK²,
KACPER GRUSZCZYŃSKI²

¹ Instytut Automatyki i Robotyki,
Politechnika Poznańska,
60-965 Poznań, ul. Piotrowo 3a

² RSQ Technologies sp. z o.o.,
ul. 27 Grudnia 3, Poznań

* piotr.sauer@put.poznan.pl

Słowa kluczowe:

orientacja, kwaterniony,
filtr Kalmana, kąt Eulera,
akcelerometr, magnetometr,
żyroskop, system wizyjny,
manipulator

Keywords:

orientation, quaternions,
Kalman filter, Euler's angles,
accelerometer, magnetometer,
gyroscope, vision system,
manipulator

Streszczenie

W pracy przedstawiono prototyp zdigitalizowanego systemu pomiarowego do diagnostyki biomechaniki ludzkiego ciała. System pomiarowy zostanie zbudowany w ramach projektu dofinansowanego ze środków Unii Europejskiej, pod tytułem „Mobilne urządzenie do ortopedycznej diagnostyki biomechaniki i motoryki ludzkiego ciała”. W pracy przedstawiono dwie metody obliczania orientacji obiektu w przestrzeni 3D: metodę Madgwicka i filtr Kalmana. Zaprezentowano również stanowisko laboratoryjne do testowania zaproponowanych algorytmów oraz uzyskane wyniki badań

Abstract

This paper presents assumptions and a prototype of a digitized measurement system for the diagnosis of human body biomechanics. The measurement system will be built as part of a project subsidized by the European Union, titled "Mobile device for orthopedic diagnostics of biomechanics and motility of the human body". The paper presents two methods for calculating the orientation of an object in 3D space: the Madgwick method and the Kalman filter. A laboratory stand for testing the proposed algorithms and obtained test results were also presented.

WPROWADZENIE

Inercyjny układ pomiarowy (IMU), który jest zbudowany z trzech trójosiowych czujników (akcelerometru, magnetometru i żyroskopu), wykorzystywany jest do oszacowania orientacji ciała sztywnego względem inercyjnego układu współrzędnych. Znajomość orientacji w przestrzeni trójwymiarowej jest niezbędną informacją do oceny ruchliwości segmentów ciała człowieka lub wizualizacji ruchu ciała człowieka w świecie wirtualnym. Orientacja jest zdefiniowana za pomocą kątów Eulera wokół osi związanych z obiektem. Do estymacji kątów Eulera wykorzystuje się fuzję sensoryczną, w której w jednym algorytmie integruje dane pomiarowe z różnych czujników [1, 2]. W literaturze do oceny orientacji wykorzystywane są różne metody oraz narzędzia matematyczne jak na przykład rachunek kwaternionów, filtry komplementarne oraz filtr Kalmana [3, 4, 5, 6].

W pracy przedstawiono projekt, który zakłada stworzenie nowego zdigitalizowanego urządzenia diagnostycznego wykorzystującego zaawansowane technologie ICT, które swoim działaniem będzie w stanie zastąpić (zintegrować w jednym miniaturowym i lekkim urządzeniu) oraz udoskonalić kilka ważnych i używanych na co dzień technik i urządzeń do badań ortopedycznych. Proponowany system będzie przydatny do ciągłego monitorowania i rejestrowania pracy kończyn, w leczeniu schorzeń ortopedycznych, medycynie sportowej, rehabilitacji pourazowej, fizyce stawów. Przedstawione w pracy rozwiązanie posiada wiele następujących zalet:

- zapewnia badanie motoryki, i pracy kończyn i stawów we wszystkich płaszczyznach z zakładaną dokładnością do 0,3 stopnia,
- zastąpi wiele innych urządzeń diagnostycznych takich jak np. dynamometr izokinetyczny, elektromiograf, inklinometr, elektromiografia powierzchniowa sEMG, HUMAC 360,
- umożliwia równoległy, symultaniczny pomiar:
 - czucia pozycji stawu (odtworzenie pozycji stawu),
 - kinestezji czyli czucia ruchu w stawie,
 - czucia napięcia mięśni,
- zapewnia bardzo ergonomiczny i wygodny sposób mocowania i konfigurowania systemu czujników na kończynie a także tułowiowi,
- zastosowanie bezprzewodowej komunikacji i mobilnego interfejsu użytkownika wyeliminuje połączenia przewodowe i ułatwi zastosowanie systemu w trakcie badań motoryki i pracy kończyn człowieka.

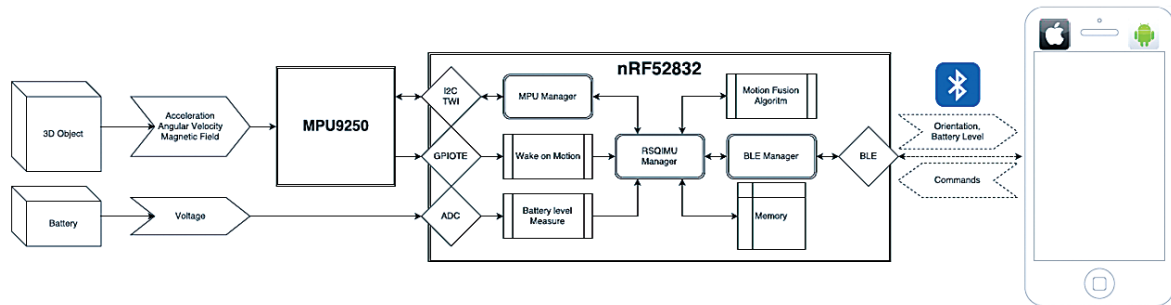
Zaproponowany system pomiarowy może zostać wykorzystany również do badania propriocepcji, badania wzorców ruchowych sportowców, kinezyterapii według zadanych wzorców ruchowych lub jako kątomierz ortopedyczny.

W pracy przedstawiono pełny opis układu sensorów, sposób wyznaczania z nich kątów oraz dwa podejścia do modelowania fuzji sensorycznej. Do przeprowadzenia eksperymentów wykorzystane zostały pomiary uzyskane z czujnika IMU, który daje 9 niezależnych osi pomiarowych, które po odpowiednim przeliczeniu pozwalają na określenie wszystkich 6 stopni swobody.

SYSTEM DIAGNOSTYCZNY RSQ_MOTION

W ramach realizowanego projektu „*Mobilne urządzenie do ortopedycznej diagnostyki biomechaniki i motoryki ludzkiego ciała*”, który finansowany jest ze środków Unii Europejskiej został opracowany, zbudowany i uruchomiony system diagnostyczny o nazwie RSQ Motion. System ten umożliwia badanie motoryki i pracy kończyn i stawów we wszystkich płaszczyznach. Kolejnym zastosowaniem systemu będzie równoległy, symultaniczny pomiar czucia pozycji stawu, czucia ruchu w stawie (kinestezja) oraz czucia napięcia mięśni.

Zaproponowany system diagnostyczny posiada budowę modułową, na którą składa się 15 modułów pomiarowych, hub oraz urządzenie mobilne (smartphone lub tablet) lub komputer, wykorzystywane do wizualizacji uzyskanych rezultatów badań. Układem zarządzającym pracą modułów oraz huba jest chip nRF52832 typu SoC (*ang. System-on-Chip*), który odpowiada za obliczanie orientacji, komunikację bluetooth, konfigurację i zbieranie danych z czujnika pomiarowego IMU. W układzie nRF52832 zaimplementowano obsługę protokołu Bluetooth 5, Bluetooth mesh oraz ANT. Jest on zbudowany na procesorze ARM Cortex M4 z jednostką zmiennoprzecinkową pracującą z częstotliwością 64 MHz. Elementem umożliwiającym pomiar prędkości kątowej, przyspieszenia oraz pola magnetycznego jest urządzenie wieloukładowe MPU-9250. Składa się z dwóch matryc zintegrowanych w jednym pakiecie QFN o wymiarach 3 x 3 x 1 mm. Jedna matryca zawiera żyroskop 3-osiowy i akcelerometr 3-osiowy. Druga matryca zawiera magnetometr 3-osiowy AK8963 firmy Asahi Kasei Microdevices Corporation. W urządzenie wbudowano cyfrowy procesor ruchu DMP (*ang. Digital Motion Processor*). Dzięki zastosowaniu magistrali I2C, MPU-9250 zapewnia 9-osiowe wyjście Motion Fusion. Układ MPU posiada trzy 16-bitowe przetworniki analogowo-cyfrowe (ADC) dla żyroskopu, trzy 16-bitowe przetworniki ADC dla akcelerometru oraz trzy 16-bitowe przetworniki ADC dla magnetometru. Zastosowany układ pomiarowy umożliwia pomiar prędkości kątowej w zakresie: ± 250 , ± 500 , ± 1000 , i $\pm 2000^\circ/\text{sek}$, przyspieszenia w zakresie ± 2 g, ± 4 g, ± 8 g, i ± 16 g, oraz pola magnetycznego w zakresie ± 4800 μT . Zakresy pomiaru prędkości i przyspieszenia ustawiane są programowo.



Rysunek 1. Schemat blokowy modułu pomiarowego systemu RSQ Motion

W celu połączenia 15 modułów pomiarowych ze smartfonem zastosowano specjalny hub oraz protokół Bluetooth Low Energy (BLE). Rysunek 1 przedstawia schemat blokowy modułu pomiarowego proponowanego systemu.

W początkowych badaniach system RSQ Motion połączono z komputerem za pomocą portu UART. W badaniach zastosowano wizualizację w środowisku unity, którą zaimplementowano za pomocą języka C# oraz biblioteki Ardity [7]. Do wizualizacji ruchów pacjenta wykorzystano awatara, który jest modelem człowieka/robota z Internetu. Każda ruchoma część awatara dostosowana jest do kwaternionów, które obliczane są na podstawie danych wysłanych przez określony czujnik IMU umieszczony na ciele pacjenta. Na rysunkach 2, 3, 4 przedstawiono wizualizację awatara, który wykonuje ruch kończyną górną podczas testów systemu RSQ Motion.

WYZNACZANIE ORIENTACJI

Znajomość orientacji w przestrzeni jest niezbędna do przeprowadzenia analizy ruchu kończyn człowieka lub do wizualizacji położenia segmentów ciała ludzkiego w świecie wirtualnym. Orientację obiektu w przestrzeni 3D można zdefiniować za pomocą kątów Eulera określonych jako przechylenie, pochylenie oraz odchylenie (*ang. R-roll, P-pitch i Y-yaw*) wokół osi układu związanego z obiektem. Podczas obliczania orientacji obiektu w przestrzeni trójwymiarowej wykorzystywane układy, w których opisany jest ruch. Wykorzystuje się układy bazowe lub układy związane z badanym obiektem. Najczęściej przyjmuje się, że układ związany z obiektem pokrywa się z inercyjnym układem pomiarowym IMU (najczęściej z układem żyroskopu i/lub akcelerometru). Inercyjny układ pomiarowy IMU posiada wbudowane trzy niezależne czujniki pomiarowe: żyroskop, akcelerometr i magnetometr. Zastosowanie fuzji sensorycznej pozwala zintegrować dane pochodzące z w/w czujników. Zastosowana fuzja sensoryczna bazowała na rachunku kwaternionów. W zaproponowanym w pracy układzie pomiarowym zaimplementowano algorytm Madgwicka [4, 5] do

obliczenia kwaternionów, które zostały wykorzystane w programie wizualizacyjnym do prezentacji ruchu segmentów ciała pacjenta (Rys. 2, 3, 4).

Wektor kwaternionów opisujący orientację układu B względem układu A można przedstawić w następujący sposób:

$$\hat{q} = [q_1 \ q_2 \ q_3 \ q_4]^T = \begin{bmatrix} \cos \frac{\theta}{2} & -r_x \sin \frac{\theta}{2} & -r_y \sin \frac{\theta}{2} & -r_z \sin \frac{\theta}{2} \end{bmatrix}^T \quad (1)$$

gdzie: θ jest kątem obrotu układu B względem prostej opisanej wektorem $r = [r_x \ r_y \ r_z]^T$ w układzie A .

Kąty Eulera RPY (ψ , θ , ϕ) opisujące orientację układu B względem układu A , mogą być wyznaczone za pomocą kwaternionów w następujący sposób:

$$\psi = \text{Atan2}(2q_2q_3 - 2q_1q_4, 2q_1^2 + 2q_2^2 - 1) \quad (2)$$

$$\theta = -\sin^{-1}(2q_2q_4 + 2q_1q_3) \quad (3)$$

$$\phi = \text{Atan2}(2q_3q_4 - 2q_1q_2, 2q_1^2 + 2q_3^2 - 1) \quad (4)$$

W celu sprawdzenia poprawności zastosowanego w systemie pomiarowym RSQ Motion rachunku kwaternionów zaimplementowano filtrację Kalmana w środowisku Matlab. Uzyskane wyniki porównano z wynikami uzyskanymi z systemu pomiarowego.

ALGORYTM MADGWICKA

Przedstawiony w tym rozdziale algorytm został opisany przez Madgwicka w pracy [5]. W projekcie jako jeden z czujników wykorzystano trzyosiowy żyroskop. W przypadku idealnym czujnik ten zwraca wektor prędkości kątowej wokół osi układu współrzędnych obiektu (czujnika – układ S). Wektor ten został zapisany w następujący sposób:

$${}^S\omega = [0 \ \omega_x \ \omega_y \ \omega_z] \quad (5)$$

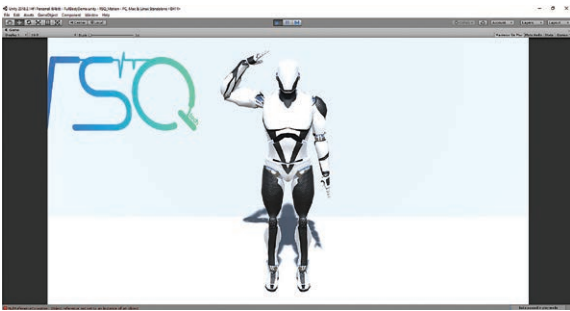
Pochodna kwaternionu opisuje prędkość zmian orientacji układu współrzędnych czujnika (układ S) względem układu bazowego (układ E). Wektor $\dot{\hat{q}}$ może być obliczony z zależności:



Rysunek 2. Widok awatara



Rysunek 3. Awatar – ruch lewej ręki



Rysunek 4. Widok awatara

$$\hat{\mathbf{q}}_{\omega,t} = \frac{1}{2} \hat{\mathbf{q}} \otimes \mathbf{s}_{\omega} \quad (6)$$

Wektor przyspieszenia może być obliczony jako suma rzeczywistego przyspieszenia obiektu $\mathbf{a}_{obj}$, składowej grawitacji $\mathbf{g}$ oraz białego szumu gaussowskiego $\mathbf{w}_a$ [1]:

$$\mathbf{a} = \mathbf{a}_{obj} + \mathbf{g} + \mathbf{w}_a \quad (7)$$

W przypadku idealnym (bez zakłóceń) trójosiowy akcelerometr mierzy wartość przyspieszenia:

$$\mathbf{a} = [a_x \ a_y \ a_z]^T \quad (8)$$

Przyspieszenie grawitacyjne oraz rzeczywiste przyspieszenie obiektu w przestrzeni 3D określane jest w układzie bazowym. Przyjęto że przyspieszenie obiektu jest pomijalnie małe w porównaniu z przy-

śpieszeniem grawitacyjnym zatem można przyjąć, że akcelerometr mierzy rzuty wektora przyspieszenia grawitacyjnego na osie lokalnego układu współrzędnych związanego z obiektem.

Orientacja układu współrzędnych obiektu w chwili czasowej t , jest przedstawiona za pomocą wektora $\hat{\mathbf{q}}_{\omega,t}$:

$$\hat{\mathbf{q}}_{\omega,t} = \hat{\mathbf{q}}_{est,t-1} + \hat{\mathbf{q}}_{\omega,t} \Delta t \quad (9)$$

gdzie:

- $\hat{\mathbf{q}}_{\omega,t} = \frac{1}{2} \hat{\mathbf{q}}_{est,t-1} \otimes \mathbf{s}_{\omega_t}$ (10)
- ω_t jest wektorem zmierzonej prędkości kątowej w chwili czasowej t ,
- Δt jest czasem próbkowania,
- $\hat{\mathbf{q}}_{est,t-1}$ jest estymowaną wartością kwaternionu w chwili czasowej $t-1$.

Estymowane wartości kwaternionów reprezentowane przez wektor $\hat{\mathbf{q}}$ mogą być wyznaczone przez optymalizację następującego problemu:

$$\min_{\hat{\mathbf{q}} \in \mathbb{R}^4} f(\hat{\mathbf{q}}, \mathbf{E}\hat{\mathbf{a}}, \mathbf{s}\hat{\mathbf{s}}) \quad (11)$$

gdzie:

- funkcja $f(\hat{\mathbf{q}}, \mathbf{E}\hat{\mathbf{a}}, \mathbf{s}\hat{\mathbf{s}}) = \hat{\mathbf{q}}^* \otimes \mathbf{E}\hat{\mathbf{a}} \otimes \hat{\mathbf{q}} - \mathbf{s}\hat{\mathbf{s}}$ (12) jest funkcją celu
- $\hat{\mathbf{q}} = [q_1 \ q_2 \ q_3 \ q_4]$,
- $\hat{\mathbf{q}}^* = \hat{\mathbf{q}} = [q_1 \ -q_2 \ -q_3 \ -q_4]$,
- $\mathbf{E}\hat{\mathbf{a}} = [0 \ d_x \ d_y \ d_z]$ jest wektorem, który opisuje referencyjny kierunek pol w układzie globalnym,
- $\mathbf{s}\hat{\mathbf{s}} = [0 \ s_x \ s_y \ s_z]$ jest wektorem, który opisuje pomiarowy kierunek pola w układzie czujnika.

Istnieje wiele algorytmów optymalizacji ale metoda gradientowa (najszybszego spadku) jest jedną z najprostszych, zarówno do implementacji jak i obliczeń [5]. Algorytm ten gwarantuje poprawę to jest spadek wartości funkcji w każdej iteracji. W wyniku działania tej metody po n iteracjach otrzymujemy oszacowaną orientację obiektu za pomocą wektora kwaternionów $\hat{\mathbf{q}}_{k+1}$ na podstawie początkowej wartości $\hat{\mathbf{q}}_0$ i rozmiaru kroku próbkowania μ :

$$\hat{\mathbf{q}}_{k+1} = \hat{\mathbf{q}}_k - \mu \frac{\nabla f(\hat{\mathbf{q}}_k, \mathbf{E}\hat{\mathbf{a}}, \mathbf{s}\hat{\mathbf{s}})}{\|\nabla f(\hat{\mathbf{q}}_k, \mathbf{E}\hat{\mathbf{a}}, \mathbf{s}\hat{\mathbf{s}})\|}, \quad k = 0, 1, 2, \dots, n \quad (13)$$

gdzie:

- gradient powierzchni opisany jest jako:

$$\nabla f(\hat{\mathbf{q}}_k, \mathbf{E}\hat{\mathbf{a}}, \mathbf{s}\hat{\mathbf{s}}) = \mathbf{J}^T(\hat{\mathbf{q}}_k, \mathbf{E}\hat{\mathbf{a}}) \nabla f(\hat{\mathbf{q}}_k, \mathbf{E}\hat{\mathbf{a}}, \mathbf{s}\hat{\mathbf{s}}) \quad (14)$$

- funkcja celu:

$$f(\hat{\mathbf{q}}, \hat{\mathbf{a}}, \hat{\mathbf{s}}) = \begin{bmatrix} 2d_x(\frac{1}{2} - q_3^2 - q_4^2) + 2d_y(q_1q_4 + q_2q_3) + 2d_z(q_2q_4 - q_1q_3) - s_x \\ 2d_x(q_2q_3 - q_1q_4) + 2d_y(\frac{1}{2} - q_2^2 - q_4^2) + 2d_z(q_1q_2 + q_3q_4) - s_y \\ 2d_x(q_1q_3 + q_2q_4) + 2d_y(q_3q_4 - q_1q_2) + 2d_z(\frac{1}{2} - q_2^2 - q_3^2) - s_z \end{bmatrix} \quad (15)$$

- Jacobian:

$$J^T(\hat{\mathbf{q}}, \hat{\mathbf{a}}) = \begin{bmatrix} 2d_yq_4 - 2d_zq_3 & 2d_yq_3 + 2d_zq_4 & 4d_xq_3 + 2d_yq_2 - 2d_zq_1 & -4d_xq_4 + 2d_yq_1 + 2d_zq_2 \\ -2d_xq_4 + 2d_zq_2 & 2d_xq_3 - 4d_yq_2 + 2d_zq_1 & 2d_xq_2 + 2d_zq_4 & -2d_xq_1 - 4d_yq_4 + 2d_zq_3 \\ 2d_xq_3 - 2d_yq_2 & 2d_xq_4 - 2d_yq_1 - 4d_zq_2 & 2d_xq_1 + 2d_yq_4 - 4d_zq_3 & 2d_xq_2 + 2d_yq_3 \end{bmatrix} \quad (16)$$

Przyjmując, że grawitacja działa w kierunku osi Z globalnego układu współrzędnych i jest opisana wektorem ${}^E\hat{\mathbf{g}}$ postaci:

$${}^E\hat{\mathbf{g}} = [0 \ 0 \ 0 \ 1] \quad (17)$$

oraz dane uzyskane z akcelerometru opisane są za pomocą wektora ${}^S\hat{\mathbf{a}}$:

$${}^S\hat{\mathbf{a}} = [0 \ a_x \ a_y \ a_z] \quad (18)$$

Po podstawieniu wektorów ${}^E\hat{\mathbf{g}}$ i ${}^S\hat{\mathbf{a}}$ odpowiednio w miejsce wektorów ${}^E\hat{\mathbf{a}}$ i ${}^S\hat{\mathbf{s}}$ w równaniach (15) i (16) funkcję celu i Jakobian można zapisać w postaci:

$$f_g(\hat{\mathbf{q}}, \hat{\mathbf{a}}) = \begin{bmatrix} 2(q_2q_4 - q_1q_3) - a_x \\ 2(q_1q_2 + q_3q_4) - a_y \\ 2(\frac{1}{2} - q_2^2 - q_3^2) - a_z \end{bmatrix} \quad (19)$$

$$J_g(\hat{\mathbf{q}}) = \begin{bmatrix} -2q_3 & 2q_4 & -2q_1 & 2q_2 \\ 2q_2 & 2q_1 & 2q_4 & 2q_3 \\ 0 & -4q_2 & -4q_3 & 0 \end{bmatrix} \quad (20)$$

FILTR KALMANA

Kwaterniony mogą być wykorzystane do opisu modelu procesu, który polega na fuzji sensorycznej, która z kolei pozwala zintegrować dane pochodzące z fizycznie odseparowanych, niezależnych czujników IMU. Aby zintegrować dane z różnych czujników zastosowano filtr Kalmana, który został opisany w pracy [8].

Pomiar prędkości kątowej $\omega = [\omega_x \ \omega_y \ \omega_z]^T$ z żyroskopu obciążony jest błędem biasu (zera) oraz dodatkowym zakłóceniem stochastycznym modelowanym w postaci dyskretnego białego szumu gaussowskiego o zerowej wartości oczekiwanej oraz wariancji σ_ω^2 . Błąd zera zaliczany jest do zakłócenia niskoczęstotliwościowego i powoduje to powolne lecz ciągłe zwiększanie wartości prędkości kątowej bez rzeczywistego ruchu obiektu. Efektem tego zjawiska jest tzw. dryft wyznaczonych wartości. Dane uzyskane z akcelerometru definiowane są jako suma rzeczywistej wartości przyspieszenia, wektora grawitacji oraz składowej modelującej zakłócenia w postaci białego szumu gaussowskiego. Błędy pomiarowe żyroskopu, akcelerometru i magnetometru są anulowane przed aktualizacją filtru. System fuzji

sensorycznej może być zamodelowany według następującej zależności:

$$\frac{d\mathbf{q}}{dt} = \frac{1}{2} [\Omega\mathbf{x}] \mathbf{q} \quad (21)$$

gdzie:

$$[\Omega\mathbf{x}] = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_x & -\omega_y & -\omega_z \\ \omega_x & 0 & \omega_z & -\omega_y \\ \omega_y & -\omega_z & 0 & \omega_x \\ \omega_z & \omega_y & -\omega_x & 0 \end{bmatrix} \quad (22)$$

Założono, że dane z czujników pobierane są w równo odległych chwilach czasu z okresem próbkowania Δt (przedział czasowy między chwilami czasowymi t i $t-1$). Należy zatem utworzyć dyskretny model systemu na podstawie równania (21):

$$\mathbf{q}_t = \left\{ I_{4 \times 4} + \frac{\Delta t}{2} [\Omega\mathbf{x}] \right\} \mathbf{q}_{t-1}. \quad (23)$$

Jak wspomniano wcześniej podczas pomiaru występują szumy stochastyczne oraz model procesowy obciążony jest również szumem, dlatego system powinien zostać opisany jako:

$$\mathbf{q}_t = \left\{ I_{4 \times 4} + \frac{\Delta t}{2} [\Omega\mathbf{x}] \right\} \mathbf{q}_{t-1} + \xi_t \quad (24)$$

Wariancja szumu procesowego opisana jest zależnością:

$$\Sigma_{\xi_t} = \left(\frac{\Delta t}{2} \right)^2 \Xi_t \Sigma_{gyro} \Xi_t^T \quad (25)$$

gdzie Σ_{gyro} oznacza wariancję kowariancji prędkości kątowej zdefiniowanej w następujący sposób: $\Sigma_{gyro} = \text{diag}[\sigma_{\omega_x}^2 \ \sigma_{\omega_y}^2 \ \sigma_{\omega_z}^2]$ podczas, gdy σ_{ω_i} oznacza standardowe odchylenie prędkości kątowej i -tej osi. Natomiast Ξ_t przedstawiony jest w następujący sposób:

$$\Xi_t = \begin{bmatrix} q_1 & q_2 & q_3 \\ -q_0 & -q_3 & -q_2 \\ q_2 & -q_0 & -q_1 \\ -q_2 & q_1 & -q_0 \end{bmatrix} \quad (26)$$

Kwaternion pomiarowy obliczany jest za pomocą algorytmu opisanego w pracy [8] oraz według wzoru:

$$\mathbf{q}_t = \frac{1}{4} (W_{a,t} + I_{4 \times 4}) (W_{m,t} + I_{4 \times 4}) \mathbf{q}_{t-1} \quad (27)$$

gdzie:

$$W_m = \begin{bmatrix} m_N m_x + m_D m_z & m_D m_y & m_N m_z - m_D m_x & -m_N m_y \\ m_D m_y & m_N m_x - m_D m_z & m_N m_y & m_N m_z + m_D m_x \\ m_N m_z - m_D m_x & m_N m_y & -m_N m_z - m_D m_z & m_D m_y \\ -m_N m_y & m_N m_z + m_D m_x & m_D m_y & -m_N m_z + m_D m_z \end{bmatrix} \quad (28)$$

$$W_a = \begin{bmatrix} a_x & a_y & -a_x & 0 \\ a_y & -a_x & 0 & a_x \\ -a_x & 0 & -a_x & a_y \\ 0 & a_x & a_y & a_z \end{bmatrix} \quad (29)$$

Wektory $\mathbf{a}^b = [a_x \ a_y \ a_z]^T$ i $\mathbf{m}^b = [m_x \ m_y \ m_z]^T$ reprezentują sygnały wyjściowe z akcelerometru i magnetometru względem układu współrzędnych obiektu b , podczas gdy wektory $\mathbf{A}^r = [0 \ 0 \ 1]^T$ i $\mathbf{M}^r = [m_N \ 0 \ m_D]^T$

są referencyjnymi wektorami dla obu czujników wyznaczonych odpowiednio dla bazowego układu współrzędnych r [8].

Dla modelu obserwacji wariancję podaje przybliżenie pierwszego rzędu. Zmienność kwaternionów jest przybliżona przez:

$$\Sigma_{v_t} = J \Sigma_{acc, mag} J^T \quad (30)$$

gdzie:

Jacobian wynosi:

$$J = \frac{\partial q_{acc, mag, t}}{\partial \{(a^b)^T, (m^b)^T\}} \quad (31)$$

$$\Sigma_{acc, mag} = \text{diag}\{\Sigma_{acc}, \Sigma_{mag}\}, \quad (32)$$

gdzie $\Sigma_{acc}, \Sigma_{mag}$ – kowariancje odpowiednio z akcelerometru i magnetometru.

Następnie wykorzystamy następujący algorytm do oszacowania kwaternionów za pomocą filtra Kalmana [8]:

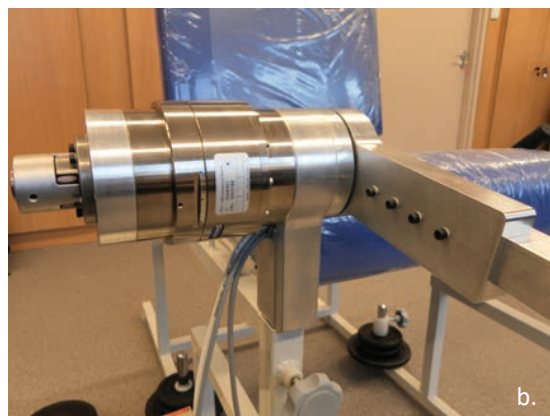
- Predykcja stanu obiektu: $q_t^- = \{I_{4 \times 4} + (\Delta t/2)[\Omega x]\} q_{t-1}$
- Przewidywana kowariancja: $\Sigma_{q_t^-} = \{I_{4 \times 4} + (\Delta t/2)[\Omega x]\} \Sigma_{q_{t-1}} \{I_{4 \times 4} + (\Delta t/2)[\Omega x]\}^T + \Sigma_{\epsilon_t}$
- Wzmocnienie filtra Kalmana: $K_t = \Sigma_{q_t^-} [\Sigma_{q_t^-} + \Sigma_{v_t}]^{-1}$
- Korekta stanu: $q_t = q_t^- + K_t (q_{acc, mag, t} - q_t^-)$
- Aktualizacja kowariancji: $\Sigma_{q_t} = [I_{4 \times 4} - K_t] \Sigma_{q_t^-}$

■ BADANIA EKSPERYMENTALNE

W trakcie analizy zaproponowanego algorytmu filtra Kalmana przeprowadzono badania skuteczności tego rozwiązania w procesie estymacji orientacji obiektu w przestrzeni trójwymiarowej. Jednym z głównych problemów jest określenie referencyjnej, dokładnej orientacji obiektu. W tym celu uruchomiono stanowisko laboratoryjne z systemem wizyjnym OptiTrack oraz manipulatorem o jednym stopniu swobody (Rys. 7). Manipulator o jednym stopniu swobody jest przykładem manipulatora rehabilitacyjnego stawu kolanowego. Na rysunku 5 przedstawiono rehabilitacyjny manipulator o jednym stopniu swobody. Został on zbudowany w ramach pracy inżynierskiej [9]. Układ napędowy manipulatora zbudowany jest z następujących elementów:

- serwonapędu SCHUNK PRL100, który wyposażony jest w bezszczotkowy silnik prądu stałego, wbudowany w napęd sterownik, enkoder inkrementalny, przekładnię harmoniczną firmy Harmonic Drive, a także w układ zintegrowanego hamulca,
- wału napędowego,
- sprzęgła,
- enkodera zewnętrznego,
- ramienia manipulatora.

Komunikacja ze sterownikiem układu napędowego zrealizowana jest za pomocą protokołu CANOpen.

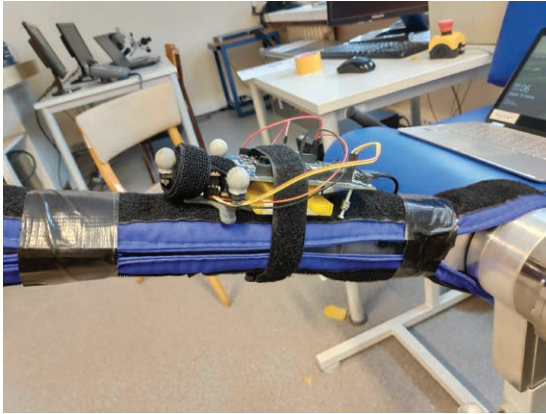


Rysunek 5. Rehabilitacyjny manipulator o jednym stopniu swobody: a) widok całego manipulatora, b) widok układu napędowego.

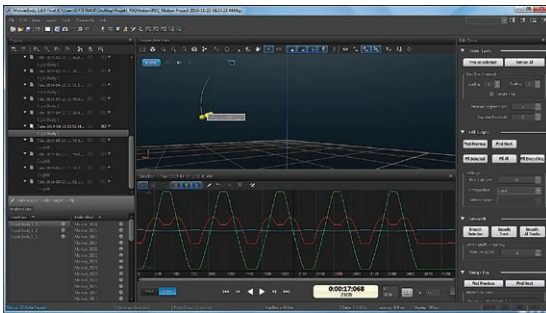
Na ramieniu manipulatora zamontowano moduł z czujnikiem IMU (Rys. 6). Moduł ten wyposażono również w pasywne markery dla systemu wizyjnego.

Do analizy orientacji modułu pomiarowego zastosowano system wizyjny OptiTrack. W skład wyposażenia systemu OptiTrack wchodzi:

- 8 kamer,
- oprogramowanie Motive,
- pakiet programistyczny pozwalający użytkownikowi kontrolować pracę kamer,
- markery,
- port węzłowy,



Rysunek 6. Moduł pomiarowy z czujnikiem MPU zamontowany na ramieniu manipulatora rehabilitacyjnego



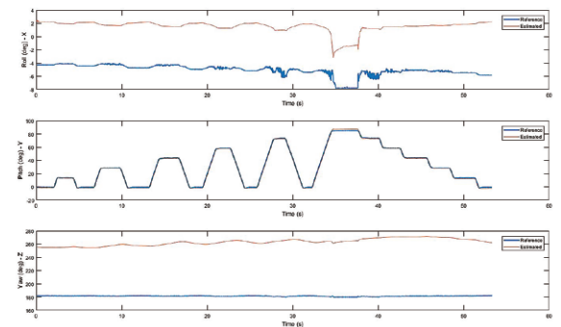
Rysunek 8. Widok programu Motive

Środowisko Motive jest platformą oprogramowania przeznaczoną do sterowania systemami przechwytywania ruchu dla różnych aplikacji śledzących. Oprogramowanie to nie tylko umożliwia użytkownikowi kalibrację i konfigurację systemu, ale zapewnia także interfejs do przechwytywania i przetwarzania danych 3D. Zarejestrowane dane mogą być nagrywane lub transmitowane na żywo do innych użytkowników systemu. Program Motive uzyskuje informacje 3D za pośrednictwem rekonstrukcji, czyli procesu kompilacji wielu obrazów 2D markerów do uzyskania współrzędnych w przestrzeni 3D.

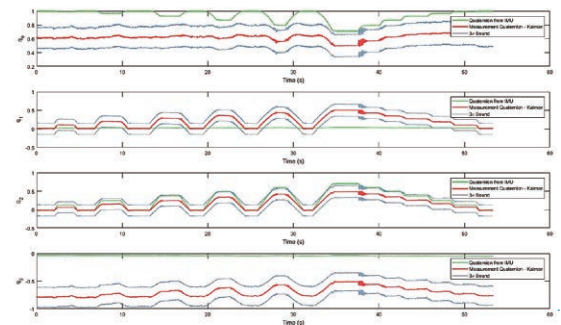
Po przeprowadzeniu kalibracji systemu wizyjnego, utworzono model ciała sztywnego (*ang. Rigid Body*), który przeznaczony jest do dokładnej rejestracji obiektu. Do śledzenia obiektu jakim jest ciało sztywne potrzebne są znaczniki odbłaskowe (markery) przymocowane do obiektu. Z tego modelu można uzyskać pozycję i orientację obiektu (6 stopni swobody). Ciałami sztywnymi są 3 lub więcej markerów usytuowanych w przestrzeni 3D, które są ze sobą połączone przy założeniu, że obiekty są nieodkształcalne. Na podstawie śledzenia markerów w programie Motive uzyskano referencyjną orientację modułu pomiarowego. Uzyskane wyniki badań z systemu wizyjnego OptiTrack reprezentują orientację śledzonego modułu pomiarowego, która może zostać zapisana za pomocą kwaternionów lub kątów Eulera.



Rysunek 7. Stanowisko laboratoryjne z manipulatorem rehabilitacyjnym oraz komputerem z oprogramowaniem systemu wizyjnego OptiTrack



Rysunek 9. Kąty Eulera



Rysunek 10. Kwaterniony

Na rysunku 8 przedstawiono zrzut z programu Motive w trakcie realizacji badań eksperymentalnych. Na pierwszym planie przedstawiono okna: *Perspective View* i *Timeline*. Okno *Perspective View* wykorzystywane jest do podglądu rekonstrukcji 3D zebranych danych, analizy pozycji markerów. Okno *Timeline* zawiera przebieg współrzędnych XYZ wybranego markera w trakcie wykonywanego ruchu modułu pomiarowego zamontowanego na ramieniu manipulatora rehabilitacyjnego.

Równocześnie uzyskane wyniki za pomocą filtra Kalmana porównano z danymi uzyskanymi z metody Madwicka. Wykorzystując czujnik IMU przeprowa-

dzono liczne eksperymenty. W trakcie badań manipulator realizował ruch, który polegał na przemieszczaniu ramienia z pozycji początkowej 0° do zadanej pozycji (początkowo był to kąt 15°, następnie 30°, 45°, 60°, 75° i 90°). Po osiągnięciu danej pozycji, ramię wracało do pozycji 0°. Po osiągnięciu pozycji 90°, ramię wracało do pozycji 0° zatrzymując się w pozycjach 75°, 60°, 45° 30° i 15°. Na rysunkach 9, 10 zaprezentowano przykładowe przebiegi czasowe.

Jak widać z rysunku 9, w przypadku orientacji opisanej za pomocą kąta Pitch (obróć wokół osi Y) uzyskano takie same rezultaty zarówno dla metody Madgwicka jak i filtru Kalmana. Z przeprowadzonych badań wynika iż zaproponowany filtr Kalmana prawidłowo estymuje kąty realizując zadanie filtracji oraz fuzji danych z niezależnych czujników. Zastosowanie fuzji danych z żyroskopu, akcelerometru i magnetoimetru pozwoliło na określenie 6 stopni swobody.

■ PODSUMOWANIE

W pracy zaproponowano algorytm estymacji orientacji w przestrzeni 3D wykorzystując filtr Kalmana bazujący na rachunku kwaternionów. Analizując uzyskane wyniki badań można stwierdzić że modelowanie procesu pomiarowego oraz jego implementacja i filtracja przyniosły pozytywny efekt. Uzyskane sygnały są odfiltrowane w stosunku do bezpośrednich odczytów z sensorów.

■ Publikacja powstała w ramach projektu:

„Mobilne urządzenie do ortopedycznej diagnostyki biomechaniki i motoryki ludzkiego ciała” – Program Operacyjny Inteligentny Rozwój 2014-2020 – numer wniosku o dofinansowanie: POIR.01.01.01-00-0609/18.

■ BIBLIOGRAFIA

- [1] R. Bieda, R. Grygiel, Wyznaczanie orientacji obiektu w przestrzeni z wykorzystaniem naiwnego filtru Kalman, Przegląd Elektrotechniczny, Vol. 90, Nr 1/2014, s. 34-41.
- [2] S. Han and J. Wang, A Novel Method to Integrate IMU and Magnetometers in Attitude and Heading Reference Systems, Journal of Navigation, 64, (2011), pp. 727-738.
- [3] H. Fourati, N. Manamanmi, L. Afilal and Y. Handrich, "Complementary observer for body segments motion capturing by inertial and magnetic sensors", IEEE/ASME Trans. Mechatronics, vol. 19, no 1, s. 149-157, Feb. 2014
- [4] S.O.H. Madgwick, A.J.L. Harrison and A. Vaidyanathan, "Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm", in Proc. IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot, Zurich, Switzerland Jun/Jul. 2011, s. 1-7.
- [5] S.O.H. Madgwick An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays", [Internet], Bristol, UK:X-IO Technologies, 2010. Available from: http://xio.co.uk/res/doc/madgwick_internal_report.pdf
- [6] S. Sabatelli, M. Galgani, L. Fanucci and A. Rocchi, "A Double-stage Kalman Filter for Orientation Tracking With an Integrated Processor in 9-D IMU", IEEE Trans. On Instrumentation and Measurement, Vol. 62, No. 3. March 2013.
- [7] <https://ardity.dwilches.com/>
- [8] S. Guo, J.Wu, Z.Wang and J.Qian, "Novel MARG-Sensor Orientation Estimation Algorithm Using Fast Kalman Filter", Journal of Sensors, Vol. 2017,
- [8] M. Górski, K. Wilkosz, R. Wszolek, Badania laboratoryjne układu napędowego, manipulatora rehabilitacyjnego, Praca dyplomowa inżynierska, Politechnika Poznańska, 2014.



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

REKLAMA

Tibial tuberosity

Trochlear groove distance in symptom-free young subjects and the proposal for a new guideline value to evaluate patellofemoral pain syndrome in case of trochlea dysplasia

Artykuł recenzowany

ANDREAS ALK^{1,3},

VIOLA BANTLE^{1,2},

TOBIAS MARTIN^{1,3},

RUI WANG^{1,4},

MARCIN KASPRZYK⁵,

JOSEF KOZAK^{1,3}

¹ Aesculap AG Tuttlingen,
Germany

² Universität Stuttgart, Germany

³ AGH University of Science and
Technology Krakow, Poland

⁴ Karlsruher Institut
für Technologie, Germany

⁵ Ortopedicum Krakow, Poland

Keywords:

patellofemoral pain syndrome
(PFPS), TT-TG, smartphone-based
mobile sonography system

Abstract

For the evaluation of the patellofemoral pain syndrome (PFPS) the mediolateral distance between the tibial tuberosity and the trochlear groove (TT-TG) is considered as the gold standard. In this work, we propose to replace the measurement of the TT-TG with conventional tomographic or radiological section images by a smartphone-based mobile sonography system. This new system allows to provide not only ultrasound imaging but also a measuring method for determining the TT-TG using a smartphone as a mobile tracking unit. Moreover, the system supports the diagnosis by acquiring an additional parameter: the mediolateral distance between the intercondylar notch and the tibial tuberosity (TT-IN). The distinctive structure of the intercondylar notch simplifies the examination compared to using the trochlear groove alone. A feasibility study conducted for this paper indicates that this second guideline value is an adequate replacement for the conventional measurement of the TT-TG. Especially in case of trochlea dysplasia the detection and definition of the groove may be difficult and the TT-IN value offers a reasonable alternative. Our study shows that the proposed sonography system is able to accurately determine the TT-TG in a population of symptom-free young subjects. These measurements range from 13.1 ± 4.2 mm for male to 14.8 ± 3.4 mm for female subjects. Our findings correspond to the postulated values of the gold standard. We are able to show that the values for the TT-IN are in a comparable range with 14.4 ± 4.1 mm for men and 13.6 ± 4.0 mm for women. We are convinced that this study strongly indicates that the TT-IN is a useful value that is easy to measure with a mobile ultrasound-based measurement

system and can provide the same level of diagnostic value compared to the gold standard TT-TG. In conclusion, a new guideline value is presented to complement the measurement of the TT-TG when a pathological anatomy prevents the detection of the groove.

INTRODUCTION

The mediolateral distance of the tibial tuberosity and the trochlear groove (TT-TG) is considered as the gold standard for patellofemoral pain syndrome (PFPS) or patella instability to determine the lateral shift of tibia and femur [1]. Goutallier et al. [2] described the TT-TG for the first time in radiological images. In 1994, a study by Déjour et al. [3] has shown a normal TT-TG range of 12.7 ± 3.4 mm using superimposed computer tomographic slice images. More than 20 mm are considered as pathological. The image data of the tibial tuberosity (TT) and the trochlear groove (TG) are captured and superimposed in a transverse plane (Fig. 1) [4]. For the calculation, two auxiliary lines are constructed which are perpendicular to the tangent of the posterior femur condyles (Fig. 1, line A).

While one line starts at the lowest point of the trochlea (Fig. 1, line B), the other one runs through the tibial tuberosity (Fig. 1, line C). The distance between the parallel lines describes the TT-TG.

Apart from the radiation exposure in X-rays and the expenditure of time for MRI, both procedures are expensive and elaborate. In this paper we propose a novel measuring system based on navigated ultrasound which allows to detect bony landmarks and set them in relation. The implementation of a combined measuring and imaging method opens up innovative possibilities: First, a new way is presented to capture the TT-TG which the physician is familiar with. Secondly, a new parameter is defined as a reliable alternative for the TT-TG to which the physician can switch when a pathological anatomy prevents the detection of the trochlear groove. The measuring method and the defined parameters are evaluated in a study on symptom-free young subjects. Additionally, it is investigated if a sex-related difference of the TT-TG and the TT-IN is measured. This is motivated due to a 2:1 (female to male) incidence of PFPS [5].

MATERIALS AND METHODS

Figure 2 represents the system components for the data acquisition and processing. The system includes

- ① Microsoft Surface Pro 4 (Microsoft Inc., USA)
- ② Ultrasound device Echo Blaster 128 (Teled, Lithuania)

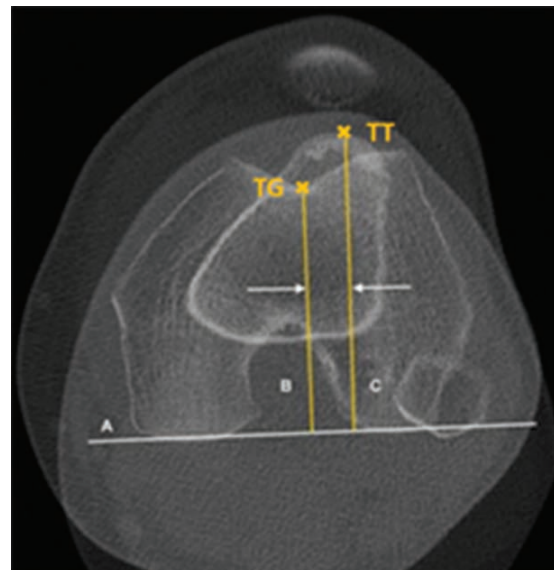


Figure 1. Superimposition of the computer tomographic slice images for calculation of the TT-TG (A: tangent of posterior femur condyles, B: line through lowest point of the trochlea (TG) perpendicular to line A, C: line through TT perpendicular to line A)



Figure 2. Components of the measuring system (1: Tablet Microsoft Surface Pro 4, 2: Ultrasound device, 3: iPhone 7, 4: Ultrasound probe and adapter with a marker, 5: Marker on a tape)

- ③ iPhone 7 (Apple Inc., USA)
- ④ Ultrasound probe (Teled, Lithuania) and adapter with a marker (Aesculap AG, Germany)
- ⑤ Marker on a tape as reference coordinate system (Aesculap AG, Germany)

For the data transfer, the ultrasound device and the tablet are connected with a USB cable, the tablet and the smartphone communicate wireless via Wi-Fi Direct. The images are visualized and processed by the Microsoft Surface Pro 4. The technology is based on an ultrasound-based mobile tracking unit, which is able to capture the anatomical parameters.

TRACKING

Daniol et al. [6] describe the functionality of the used smart mobile tracking unit. The smartphone detects two markers, each of which is equipped with four passive retro-reflective spheres which reflect the flash light sent by the smartphone. Using image processing techniques and a 3D reconstruction algorithm the system computes the exact spatial position and orientation of these passive markers which are attached to the ultrasound probe and to a fixed reference frame. In this case the reference is attached to the tibia with a tape. Its function is to define a reference coordinate system where the landmarks are put into relation. The geometry of the markers and the arrangement of the spheres are unique and clearly distinguishable from each other for the localizing algorithm running on the smartphone [7]. The position and rotation data of the ultrasound probe are transferred to the tablet.

MEASURING PROCEDURE

For measuring the TT-TG and the TT-IN the anatomical landmarks need to be captured. Therefore, the acquired ultrasound images are automatically transferred to the screen of the tablet. From there the physician is able to manually mark the landmarks using a crosshair. To measure their lateral difference, a projection plane is needed. This plane is built perpendicular to the ground based on two gravity vectors. These vectors are built by the integrated orientation sensor of the mobile tracking unit and transferred into the reference coordinate frame of the marker. By using gravity, the vectors are independent of individual bone structures. They are captured by a change of the leg orientation before the landmarks re-cording.

To capture the gravity vectors the leg is lifted in a seated position whereby the movement originates from the knee joint until an extension angle of up to 20 degrees is reached (Fig. 3, position A). The first recording is performed and a gravity vector to the reference (Fig. 3, arrow) is generated. The leg is subsequently put down in approximately 60 degrees of knee flexion for the remaining measurement (Fig. 3, position B). A marking on the floor prevents an undesired leg rotation and ensures the defined knee flexion.

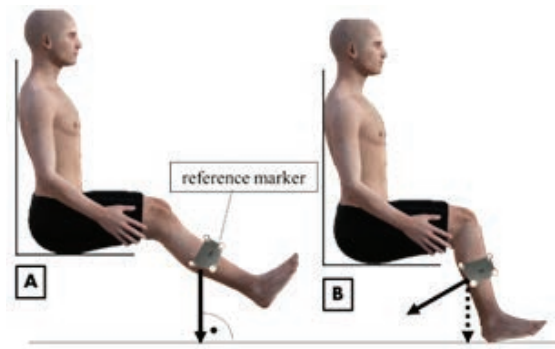


Figure 3. Position A - Leg is lifted until extension up to 20 degrees for the generation of a gravity vector (arrow) to the reference marker, position B - Leg is put down in 60 degrees of knee flexion for a second gravity vector (dotted arrow) originating from the reference marker to build the projection plane perpendicular to the ground and based on these two gravity vectors



Figure 4. Graphic representation of the TT-TG and the TT-IN (landmarks are brought into relation to the projection plane)

In this position the system generates another gravity vector originating from the reference marker (Fig. 3, dotted arrow). The gravity vectors span a projection plane. Next, the coordinates of the trochlear groove, the intercondylar notch and the tibial tuberosity are detected. The projection plane is translated to the landmark of the tibial tuberosity (Fig. 4).

For the detection of the landmarks the probe is first placed transversely above the patella (Fig. 5, right) and tilted from caudal to cranial until the depth of the landmark reaches its maximum. The deepest point of the echogenic structure is the trochlear groove (Fig. 5, left). The low point of this femoral landmark is marked by setting a crosshair on the captured ultrasound image.

A vector orthogonal to the projection plane (normal vector) originating from the trochlear groove or rather from the intercondylar notch (IN) is built. Thus the femoral landmark (IN or TG) is set in relation to the plane (ergo to TT) to measure their



Figure 5. Ultrasound image of trochlear groove (left) and transverse positioning of the ultrasound probe above the patella (right)



Figure 6. Ultrasound image of intercondylar notch (left) and transverse positioning of the ultrasound probe under the patella (right)

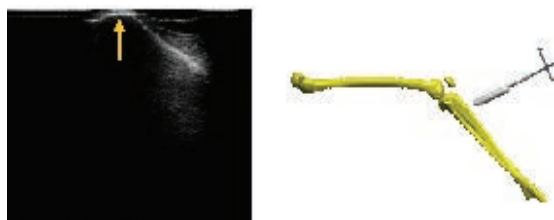


Figure 7. Ultrasound image of tibial tuberosity (left) and transverse positioning of the ultrasound probe at the proximal tibia (right)

mediolateral distance as the normal vector length originating from the plane to the landmark. In this way the lateral distances from the trochlear groove to the tibial tuberosity (TT-TG) and from the intercondylar notch to the tibial tuberosity (TT-IN) are captured.

STUDY ON SYMPTOM-FREE SUBJECTS

The system is tested on 20 young subjects, half of them are female. A pathological background affecting the anatomical structure of the knee is excluded. The average BMI is 23.7 for men and 22.1 for women. The mean age is 30.3 years for men and 27.5 years for women.

A normal range of the TT-TG and the TT-IN is to be defined based on the study of these symptom-free young subjects. The examination is executed five times per subject on the right knee. Subsequently, the average and standard deviation are calculated. The goal is to investigate whether the TT-TG values

Table 1. Average and standard deviation of the distances differentiated by gender

	TT-TG [mm]	TT-IN [mm]
male	13.1 ± 4.2	14.4 ± 4.1
female	14.8 ± 3.4	13.6 ± 4.0

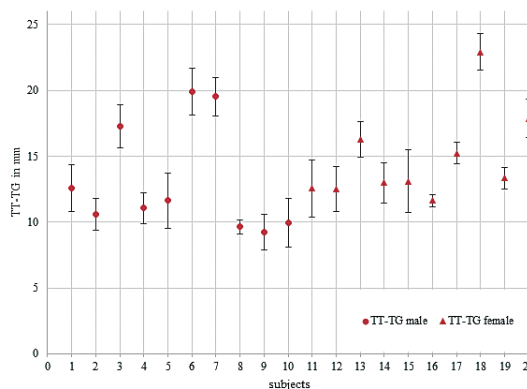


Figure 8. TT-TG of 20 symptom-free young subjects

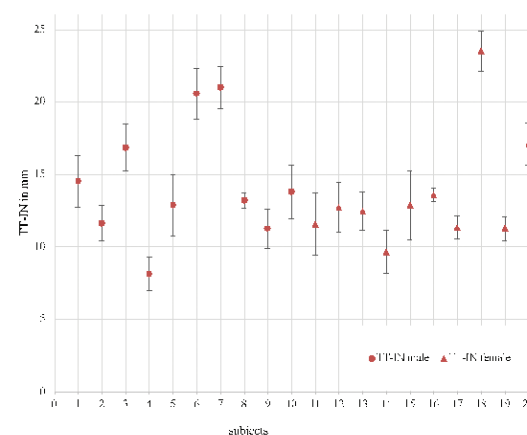


Figure 9. TT-IN of 20 symptom-free young subjects

differ from the gold standard and from the guideline values published by Déjour et al. [3]. We also investigate whether the related TT-IN values offer a reasonable alternative which have the potential to complement the TT-TG values. Especially in case of trochlea dysplasia the detection and definition of the trochlear groove is difficult. Therefore, the position of the intercondylar notch contains a valuable information.

RESULTS

In our study we have calculated the following values for the TT-TG and the TT-IN (Tab. 1). The mean values are presented as a function of sex. Positive values of the TT-TG and the TT-IN say that the tibial tuberosity is lateral to the femoral landmark. The normal range of the TT-TG corresponds to the postulated values of the gold standard.

A statistical analysis (U-Test) was performed with the hypothesis that the TT-TG shows no significant difference between males and females. The statement was confirmed, so the results of the test groups do not show sex-specific differences ($p = 0.11$). The same applies to the TT-IN ($p = 0.45$). The diagrams show the values for the TT-TG (Fig. 8) and for the TT-IN (Fig. 9).

Subsequently, we tested whether the hypothesis that these distances differ can be rejected. The range of the TT-TG is comparable with the TT-IN ($p_{\text{male}} = 0.27$, $p_{\text{female}} = 0.16$).

DISCUSSION

The study on symptom-free young subjects shows promising results because the values for the TT-TG are comparable with the results of Déjour et al. [3]. For the TT-TG, values in the range of 13.1 ± 4.2 mm for men and 14.8 ± 3.4 mm for women are measured. The values for the TT-IN are in a comparable range with 14.4 ± 4.1 mm for men and 13.6 ± 4.0 mm for women. Therefore the TT-IN is a reliable alternative for the TT-TG to which the physician can switch when dysplasia prevents the detection of the trochlear groove. In both cases, a sex-specific difference is not noticeable. By utilizing gravity vectors to build a projection plane as a reference the measurement achieves a low error rate. However, the test group needs to be extended to conduct further examinations and confirm the results.

The measuring system based on navigated ultrasound is simple, mobile and cost-effective. In comparison to other technologies like X-rays, MRI or CT, the patient is not exposed to radiation and claustrophobia.

CONCLUSION

In this study we verified and measured the normal range of the TT-TG and the TT-IN values based on 20 symptom-free young subjects. We have shown that the TT-TG values are similar to the range of the gold standard by Déjour et al. [3]. Furthermore, our results indicate that the TT-IN values of symptom-free young subjects do not differ significantly from their TT-TG values. The structure of the intercondylar notch is easy to detect due to its distinctive deepest point. It is a reliable landmark whose shape is not influenced in case of patellofemoral pain syndrome. Its importance is noticeable especially when the detection of the trochlear groove is prevented. Trochlea dysplasia (e.g. flat geometry) is not rarely a reason for PFPS or patella instability. The TT-IN is presented as a new alternative approach to evaluate patellofemoral pathology, i.g. pain or instability.

A major technical advantage is that smart navigated ultrasound provides imaging and measuring method in one. The smartphone-based sonographic measuring system has the potential to replace tomographic imaging. The presented method offers digital values and is free of radiation wherefore it is also applicable when no pathological indication is given.

REFERENCES

- [1] S. Ostermeier and C. Becher, "Einfluss des Tubero-sitastransfers auf das patellofemorale Gelenk," (de), *Arthroscopie*, vol. 23, no. 3, pp. 208–214, 2010
- [2] D. Goutallier, J. Bernageau, and B. Lecudonnet, "Mesure de l'écart tubérosité tibiale antérieure - gorge de la trochlée (T.A.-G.T.). Technique. Résultats. Intérêt," *Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur*, vol. 64, no. 5, pp. 423–428, 1978
- [3] H. Déjour, G. Walch, L. Nove-Josserand, and C. Guier, "Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study," (eng), *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, vol. 2, no. 1, pp. 19–26, 1994
- [4] S. Waldt and E. J. Rummeny, "Bildgebung der patellofemorale Instabilität," *Der Radiologe*, vol. 52, no. 11, pp. 1003–1011, 2012
- [5] D. Wagner, "Patellofemorales Schmerzsyndrom," Deutscher Ärzteverlag 6, 2017
- [6] M. Daniol, T. Martin, and J. Kozak, "Development, calibration, validation and comparison of mobile medical localizers based on smartphones Apple iPhone 5S and Samsung Galaxy S4," *Przegld Elektrotechniczny*, vol. 91, no. 5, pp. 53–56, 2015
- [7] T. Martin, J. Bassey-Neef, A. Alk, F. Derma, and J. Kozak, "A smart device based measuring system for pelvic tilt computation in hip arthroplasty," *Przegld Elektrotechniczny*, vol. 92, nr 3, 2016



Chirurgia bardziej precyzyjna

Joanna Szyman

Roboty medyczne to cenna alternatywa dla technik wykorzystywanych w chirurgii. Eliminują drżenie rąk chirurga, zapewniają znaczne powiększenie obrazu, widzenie przestrzenne i koordynację ręka-oko, dzięki czemu każdy ruch jest intuicyjny.

W Polsce od niedawna dostępny jest najnowocześniejszy na świecie robot da Vinci. Od kwietnia br. wspomaga zabiegi urologiczne, ginekologiczne i chirurgiczne w krakowskim Szpitalu na Klinach.

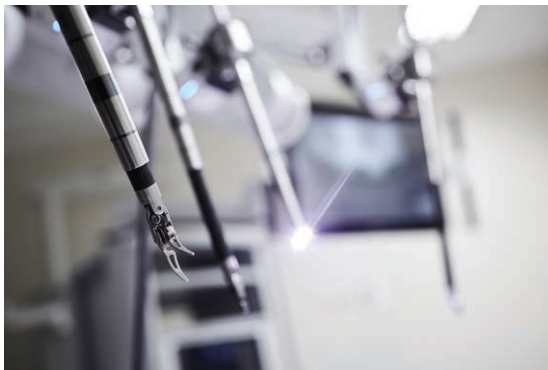
Nowoczesny szpital XXI wieku to sprawne i twórcze połączenie dwóch podstaw: ludzi i technologii. Świadczą o tym statystyki. Zgodnie z prognozą na rok 2019 na świecie zostanie wykonanych ponad 1,25 mln operacji z wykorzystaniem systemu chirurgicznego da Vinci, co będzie oznaczało wzrost rok do roku aż o 18 proc. Liczba systemów robotycznych zainstalowanych w szpitalach na całym świecie wzrosła w pierwszym kwartale o 13 proc. w stosunku do 2018 r. i wynosi już 5 114.

W ten globalny trend wpisuje się krakowski Szpital na Klinach, wyznaczając tym samym standardy

prywatnej opieki medycznej w Polsce. Należący do Grupy NEO HOSPITAL szpital łączy najwybitniejszych w swoich specjalizacjach lekarzy z ultranowoczesnym sprzętem, budując tym samym jeden z najbardziej efektywnych i przyjaznych pacjentowi ośrodków medycznych w Europie Środkowo-Wschodniej. W Szpitalu na Klinach pacjenci uzyskują kompleksową opiekę zarówno w zakresie poradni i diagnostyki, jak również leczenia zabiegowego, m.in. w zakresie ginekologii, urologii, ortopedii i chirurgii: ogólnej, naczyniowej, onkologicznej oraz plastycznej.

Od momentu uruchomienia ośrodka obserwowane jest bardzo duże zainteresowanie zabiegami robotycznymi. Korzyści wynikające z zabiegów z użyciem robota budzą entuzjazm i zainteresowanie nie tylko pacjentów, ale też lekarzy, których rolą jest wytyczyć optymalną dla pacjenta ścieżkę terapeutyczną.

– Największą dynamikę wzrostu zastosowania systemu da Vinci obserwujemy w chirurgii, ginekologii i urologii. Zabiegi wykonywane w obrębie miednicy mniejszej są wyjątkowo trudne ze względu na niełatwy dostęp i potrzebę wysokiej precyzji. Leczenie chirurgiczne z użyciem robota da Vinci, którego instrumenty mają 7 stopni swobody i są zakończone mikronarzędziami umożliwiającymi pracę w dziesięciokrotnym powiększeniu pola operacyjnego 3D, jest po prostu doskonałe – potwierdza Józefa Job, dyrektor medyczny Szpitala na Klinach.



Cechy systemu w połączeniu z wiedzą i doświadczeniem chirurga decydują o większej precyzji, a więc sukcesie zabiegu. Robot m.in. eliminuje drżenie rąk chirurga, zapewnia widzenie przestrzenne i koordynację ręka-oko, a ponadto sprawia, że każdy ruch chirurga jest intuicyjny. System pozwala też na skalowanie ruchu i umożliwia znaczne powiększenie obrazu. Celem jest maksymalizacja komfortu pacjentów, przyspieszenie rekonwalescencji i powrotu do pełni aktywności.

– *Pojawienie się systemów robotycznych da Vinci w Polsce jest dowodem na zmiany jakościowe zachodzące na krajowym rynku technologii medycznych – mówi Artur Ostrowski, dyrektor zarządzający da Vinci Synektik SA. – Strategia rozpowszechniania systemów da Vinci na całym świecie kładzie bowiem szczególny nacisk na oferowanie urządzeń tym szpitalom, które legitymują się wysoko wykwalifikowanymi zespołami chirurgicznymi i są gotowe do efektywnego wykorzystywania robota chirurgicznego.*

Pacjenci Szpitala na Klinach oczekują intymności, indywidualnego podejścia i skuteczności w rozwiązywaniu problemów zdrowotnych. Harmonia działania, koordynacja pracy oraz personalizowane plany leczenia są źródłem naszych sukcesów medycznych. Szpital tworzy blisko 150-osobowy zespół specjalistów i lekarzy, którzy stosują najlepsze kliniczne praktyki na bazie bogatych doświadczeń zdobytych

w polskich i zagranicznych ośrodkach. Kultura organizacji jest skoncentrowana na trosce o komfort i bezpieczeństwo pacjentów.

O doświadczeniach ze Szpitalem na Klinach mówią pacjenci. Pan Marek, pacjent urologiczny, który usłyszał diagnozę nowotwora złośliwego, wspomina, że przed operacją miał sporo obaw i wątpliwości. – Ból czułem tylko tuż po wybudzeniu z narkozy. Pozytywnie zaskoczyła mnie niespotykana troskliwość zespołu szpitala – miałem m.in. wsparcie psychologa i rehabilitanta. Już czwartego dnia po operacji wróciłem do domu. Teraz, po dwóch tygodniach, czuję komfort fizyczny i psychiczny. Wiem, że idąc na operację, podjąłem najlepszą z możliwych decyzji.

Pacjentki i pacjenci zgłaszający się do krakowskiego Szpitala na Klinach z problemami onkologicznymi z zakresu ginekologii (rak trzonu macicy – endometrium) lub urologii (rak prostaty) zostają otoczeni kompleksową opieką wyspecjalizowanego chirurga, psychoonkologa, a także anestezjologa, fizjoterapeuty i dietetyka. Bazując na wynikach szczegółowych badań, lekarz prowadzący przedstawia możliwe strategie postępowania. W oparciu o zalecany sposób leczenia nowotwora pozostali specjaliści proponują dodatkowe procedury medyczne mające na celu lepsze przygotowanie organizmu do operacji, ograniczenie ryzyka powikłań i przyspieszenie rekonwalescencji.

Testowanie robotów medycznych

Testing of Medical Robots

Artykuł recenzowany

Streszczenie

Artykuł przedstawia zagadnienie badań przedwdrożeniowych robotów medycznych na podstawie doświadczeń zespołu pracującego nad polskim robotem chirurgicznym Robin Heart. W cyklu badań laboratoryjnych (*in vitro*), na zwierzętach (*in vivo*), w dobrej komunikacji z przyszłymi użytkownikami przygotowywane jest rozwiązanie rynkowe – nowy robot medyczny.

Abstract

The article presents the issue of pre-implementation tests of medical robots based on the experience of the team working on the Polish Robin Heart surgical robot. In a cycle of laboratory tests (*in vitro*), on animals (*in vivo*), in a good communication with future users a market solution is being prepared – a new medical robot.

ZBIGNIEW NAWRAT^{1, 2}

¹Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi w Zabrze
²Katedra i Zakład Biofizyki w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach

Słowa kluczowe:
robot medyczny, robot chirurgiczny, narzędzia endoskopowe, testowanie, urządzenia treningowe

Keywords:
medical robot, surgical robot, endoscopic tools, testing, training devices

WPROWADZENIE

Kluczem do nowoczesnej medycyny jest wzrost produktywności. Nie da się tego uczynić bez automatyzacji i robotyzacji – od procesów decyzyjnych do terapii i rehabilitacji.

Po postępach telekomunikacji – przesyłania na odległość informacji, czas na przesyłanie na odległość DZIAŁANIA. Do tego niezbędne są roboty. Roboty do diagnostyki, terapii, rehabilitacji, ratowania od zagrożeń i opiekowania się osobami w potrzebie w domu.

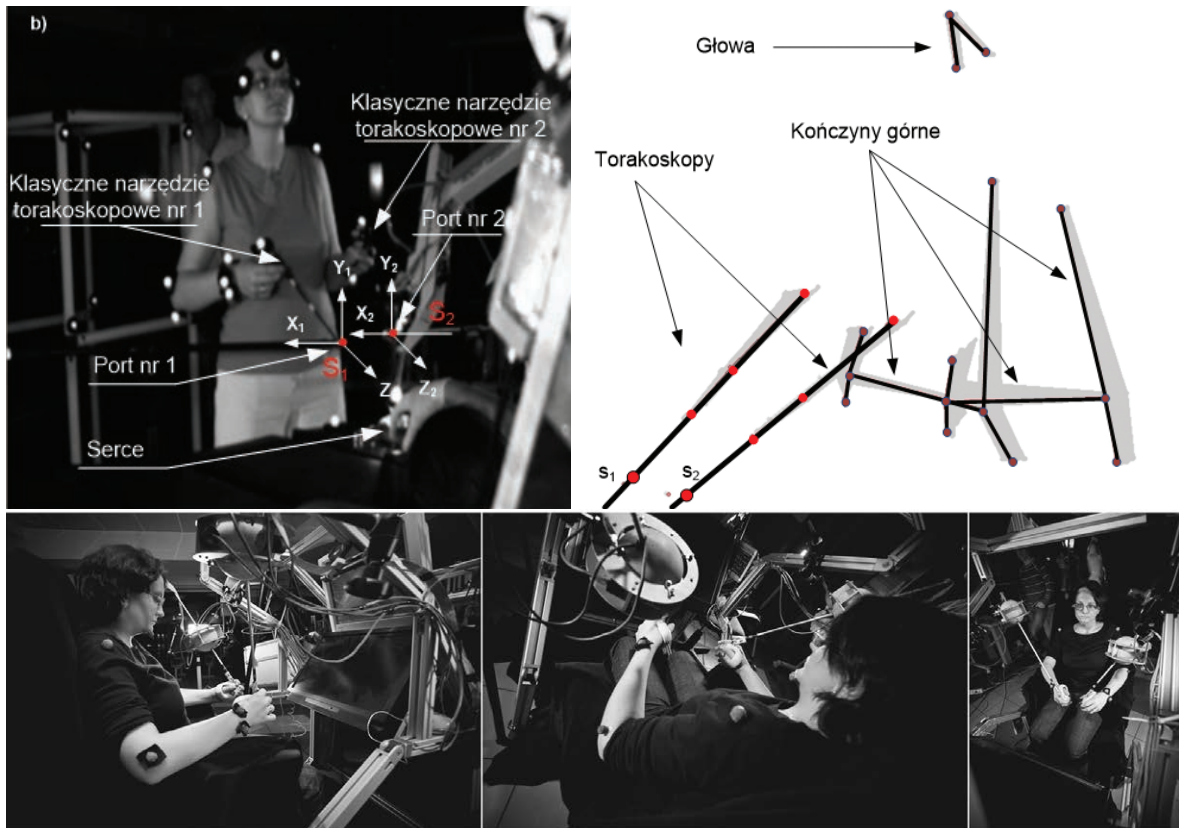
Roboty wchodzące na nowe obszary stawiają szereg wyzwań również pod względem organizacyjnym i prawnym. Do dzisiaj tylko w wybranych obszarach; np. teleradiologii, udało się rozwiązać problemy wprowadzenia technologii telemedycznych do usług medycznych. Przed nami rozwiązania dotyczące robotów, tworzenie reguł, przepisów, prawnych i finansowych.

System urządzeń testujących oraz metodologia badań robotów powinna być zgodna ze standardem. Niestety, pewnie z powodu silnego rozwoju dziedzi-

ny i pojawiających się nowych problemów, do dzisiaj nie udało się osiągnąć celu stawianego podgrupie TC 299: opracowanie standardu w obszarze kontrolowanych automatycznie lub programowalnych telemanipulatorów i urządzeń robotowych. Cytuje prosto ze strony organizacji ISO: „IEC/FDIS 80601-2-78 **Medical electrical equipment – Part 2-78: Particular requirements for basic safety and essential performance of medical robots for rehabilitation, assessment, compensation or alleviation. Status: Under development** (<https://www.iso.org/standard/68474.html>)”. Oczywiście robot jako urządzenie mechatroniczne i urządzenie w różny sposób stosowane medycznie musi spełnić wszystkie obowiązujące standardy odnoszące się do konstrukcji i zastosowań.

Robot to inteligentne połączenie percepcji (sensorów) z działaniem (pracą mechaniczną) dla wykonania wybranych czynności człowieka.

Roboty medyczne należą do grupy robotów usługowych. **Robot usługowy**, zgodnie z definicją Międzynarodowej Federacji Robotyki, działa półauto-



Rysunek 1. Testy biometryczne. Łańcuch biokinematyczny kardiochirurga i ścieżka ruchu – sterowanie dwoma narzędziami endoskopowymi a następnie badania w konsoli Robin Heart Shell 1 [2]

Figure 1. Biometric tests. Biokinematic chain of cardiac surgeon and path of movement - movement control of two endoscopic tools and then testing in the Robin Heart Shell 1 console [2]

nomicznie lub autonomicznie, wykonując usługi dla ludzi (np. roboty ratunkowe, rehabilitacyjne lub rozrywkowe) oraz sprzętu (serwisowanie, dokonywanie napraw oraz czyszczenie).

Roboty medyczne możemy podzielić na:

- roboty diagnostyczne,
- roboty chirurgiczne,
- roboty opiekuńcze,
- roboty rehabilitacyjne,
- roboty ratunkowe,
- sztuczne narzędzia,
- bioroboty,
- edukacyjne roboty medyczne.

Roboty służą do nowoczesnej, cyfrowej, 3D diagnostyki obrazowej; jako narzędzia zwiększają jakość, precyzję interwencji chirurgicznej i zmniejszają inwazyjność operacji; zwiększają jakość życia i samodzielność ludzi starszych, zniedołężniałych, z niewydolnymi narządami ruchu; służą do terapii, treningu, rehabilitacji poprzez kontrolowany ruch rehabilitowanych narządów ruchu lub stosowane są jako robotowe elementy zastępcze niektórych narządów organizmu człowieka. Roboty stosowane są do akcji ratunkowych w różnym środowisku i różnych warunkach zagrożenia życia. Jeśli mamy problem ze zrozumieniem zjawisk biologicznych mogą być ele-

mentem modelowania – roboty naukowe naśladują ludzi lub zwierzęta, są wykorzystywane dla celów poznawczych – neurofizjologii, patologii mózgu czy badań samoorganizacji społecznej. Studenci uczelni medycznych z powodzeniem wykorzystują roboty w procesie edukacji ćwicząc na robot-manekinach.

Obecnie roboty medyczne terapii to głównie telemanipulatory kontrolowane przez lekarzy. Główną ich zaletą jest precyzja, powtarzalność, możliwość standaryzacji oraz multiplikacji czynności na wiele pacjentów i działania na odległość w ramach wykonywanych usług medycznych.

Robot medyczny ma zatem, pod względem funkcjonalnym, wiele różnych znaczeń, stosuje bardzo różne rozwiązania techniczne. Od wielu lat trwają próby znormalizowania robotów medycznych, co napotyka ogromne problemy m.in. związane z multidyscyplinarnością zagadnienia oraz multidyspozycyjnością i multispecjalistycznym wykorzystaniem tychże. Technologia wyprzedza reguły. Nie zmienia to jednak faktu, że wdrażając nowe urządzenia medyczne musimy wykonać odpowiednie badania laboratoryjne i *in vivo* dla zapewnienia bezpieczeństwa pacjentów i personelu medycznego oraz realizacji celów działania urządzenia. Wykonujemy zatem często, jako wynalazcy i potencjalni producenci, bada-



Rysunek 2. Badania. Oryginalne stanowiska badawczo-treningowe podczas warsztatów chirurgicznych
Figure 2. Research. Original test and training station at Surgical Workshop

nia techniczne, biologiczne i funkcjonalne robotów wg swoich założeń metodycznych. Budujemy własne stanowiska badawcze, by sprawdzić wypełnienie założeń i osiągnięcie zamierzonych celów. Konsultujemy i testujemy cechy funkcjonalne robotów z przyszłymi użytkownikami.

Jednym ze sposobów testowania, oszczędnym i wygodnym, jest modelowanie komputerowe, które zwykle wyprzedza fazę budowania prototypu. Modelowanie jako metoda poznawcza odgrywa szczególną rolę w naukach medycznych, w których metoda eksperymentu fizycznego jest trudna do zrealizowania z względu na ingerencję w obiekt żywy oraz ze względów etycznych. Modelowanie tkanek oraz elementów operacji stanowi podstawę określenia założeń dla konstrukcji i sterowania robotami, a także planowania operacji robotem.

Omówmy zatem wybrane elementy testowania robotów medycznych na podstawie doświadczeń własnych projektu Robin Heart. Przedstawiony poniżej opis w znacznej części stanowi skrót materiału przedstawionego w publikacjach autora [1] i [2].

System badawczy i doświadczenie zespołu Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii im. Prof. Zbigniewa Religa są oferowane do dyspozycji beneficjentów projektu Digital Innovation Hub Robotics in Healthcare.

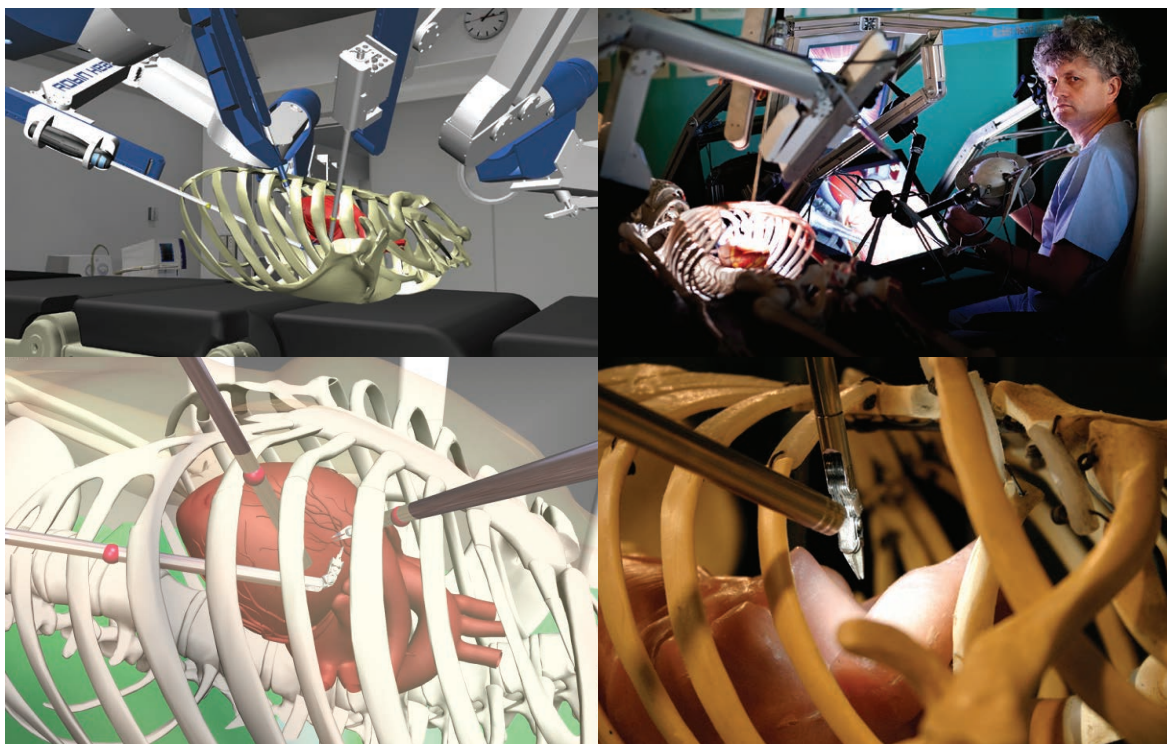
■ TESTY

Testy robota chirurgicznego typu Robin Heart obejmują badania układów mechanicznych, układów sterowania, badania symulacyjne i laboratoryjne operowania oraz badania na zwierzętach i planowane badania kliniczne.

Funkcjonalność robota i jego zalety związane są głównie z możliwością osiągnięcia wysokiej, niedostępnej inną techniką, precyzji operowania.

W robotyce jakość pozycjonowania końcówki robota jest określona przez trzy parametry: dokładność, powtarzalność i rozdzielczość. Dokładność manipulatorów (określa, jak blisko manipulator może dojść do zadanego punktu w przestrzeni roboczej) najłatwiej osiągnąć przez nadanie im dużej sztywności, w innym wypadku niezbędne jest zastosowanie bezpośrednich czujników położenia końcówki roboczej lub zastosowanie skomplikowanych algorytmów sterowania. Na powtarzalność zdecydowanie wpływa rozdzielczość układu sterowania, czyli najmniejszy przyrost ruchu, który układ sterowania może rozpoznać. Zwykle dokładność pozycjonowania robotów (mierzona w układzie absolutnym) jest znacznie mniejsza niż powtarzalność (wielkość przyrostowa) pozycjonowania.

Stosowane obecnie roboty chirurgiczne są telemanipulatorami, co – jeśli chodzi o precyzję działania – oznacza, że za skuteczne działanie robota, tzn. osiągnięcie określonego położenia i uruchomienie odpowiedniego oddziaływania na tkanki organizmu, odpowiada chirurg sterujący robotem. Technika cyfrowej rejestracji optycznej – lub krótko wideorejestracja – pozwala na analizę układów złożonych, wielocłonowych w naturalnym środowisku. W procesie tworzenia warunków środowiska pracy chirurga – konsoli sterowania robotem – wykorzystano obserwacje i badania rejestracji ruchów wykonywanych przez chirurga podczas operacji klasycznych i laparoskopowych. Doświadczenia i wyniki pozwoliły na zaprojektowanie ergonomicznego i funkcjonalnego, wysoce specjalistycznego stanowiska dla operatorów z określonymi doświadczeniami zawodowymi. Na podstawie tych badań przeprowadzono analizę pracy chirurga laparoskopowego oraz studia ergonomiczne różnych zadajników ruchu i konstruk-



Rysunek 3. Badania. Prace badawcze wykonywano wykorzystując modele fizyczne i wirtualne [1, 2]

Figure 3. Research. Virtual and real condition for testing the Robin Heart robot. Using a Virtual Reality technology an interactive model of surgery room equipped with a Robin Heart system was created using EON Professional software [1, 2]

cji konsoli sterowania robotem (analiza wzajemnych powiązań między ruchami w układzie telemanipulator – zadajnik ruchu – kończyna górna chirurga).

Planowanie poprzedzające operację określa anatomiczne i techniczne (oparte na znajomości geometrii i zasad działania robota) cechy przestrzeni operacji.

Do realizacji projektu Robin Heart przyjęto program obejmujący pełny zakres badań podstawowych, projektowych, badań prototypów: laboratoryjnych oraz eksperymentalnych badań na zwierzętach.

TESTY IN VITRO

Zakres prac badawczych (Rys. 1-9) [2]:

- Badania narzędzie-tkanka: badania wstępne określające cechy mechaniczne oddziaływania narzędzi z tkankami.
- Badania przestrzeni operacji: modelowanie fizyczne i komputerowe operacji chirurgicznych, metody planowania operacji oparte na technologii wirtualnej rzeczywistości.
- Modele robotów: projekt, wykonanie, badania techniczne modeli robotów i mechatronicznych narzędzi chirurgicznych.
- Testy modeli: testy laboratoryjne i funkcjonalne (warsztaty) modeli robotów, wykonanie specjalnych stanowisk badawczych prototypów.

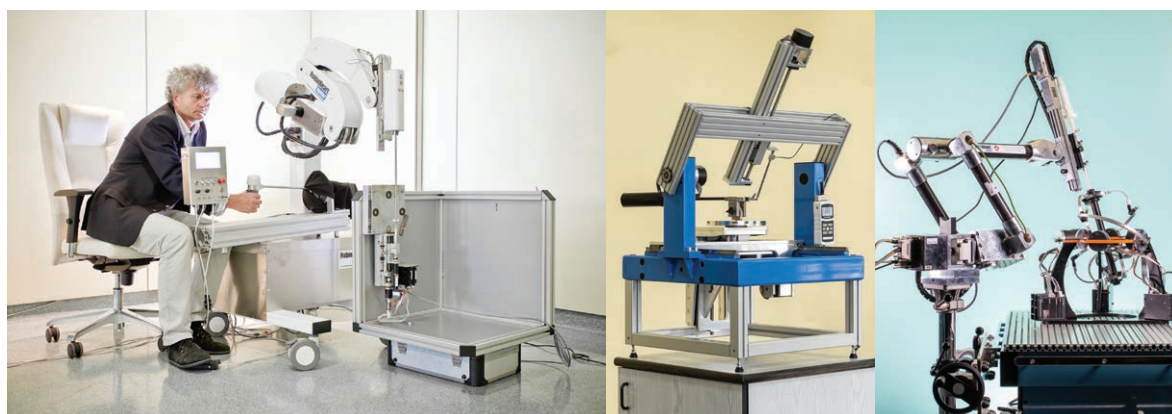
- Prototypy: projekt, wykonanie, badania techniczne prototypowych robotów i mechatronicznych narzędzi chirurgicznych.
- Stanowisko pracy operatora robota: projekt, wykonanie zadajników ruchu oraz konsoli sterowania robotem oraz badania wybranych cech funkcjonalnych kontaktu człowiek – maszyna w aspekcie specjalizacji operatora (chirurg), w tym elementy ergonomii pracy (m.in. badania wideorejestracji).
- Eksperymentalne badania na zwierzętach: badania robota w warunkach sali operacyjnej na modelu zwierzęcym.
- Modelowanie teleoperacji: badania możliwości wykonania operacji na odległość.

Założono, że zadawanie położenia końcówki roboczej będzie realizowane intuicyjnie. Chirurg zza konsoli przemieszczając uchwyt, decyduje o odpowiednim ustawieniu trzech, orientacyjnych stopni swobody ramienia robota. Zadawanie funkcji wykonawczych narzędzia (takich jak otwarcie, zamknięcie nożyczek) oraz dodatkowych stopni swobody i zadań (np. koagulacja) końcówki roboczej odbywa się przez naciśnięcie określonego przycisku lub zmianę położenia minidżojstika.

Dostosowanie przeskalowania ruchu oraz filtru usuwającego drżenie ręki do indywidualnych potrzeb chirurga pozwala na optymalizację dokładności kon-



Rysunek 4. Badania. Testy konsoli z obrazem w przestrzeni wirtualnej i naturalnej
Figure 4. Research. Console tests with image in virtual and natural space



Rysunek 5. Badania. Trzy rozwiązania systemu symulacji mechanicznej tkanki dla testów narzędzi robotowych [4, 5]
Figure 5. Research. Three solutions of mechanical tissue simulation system for testing of robotic tools [4, 5]

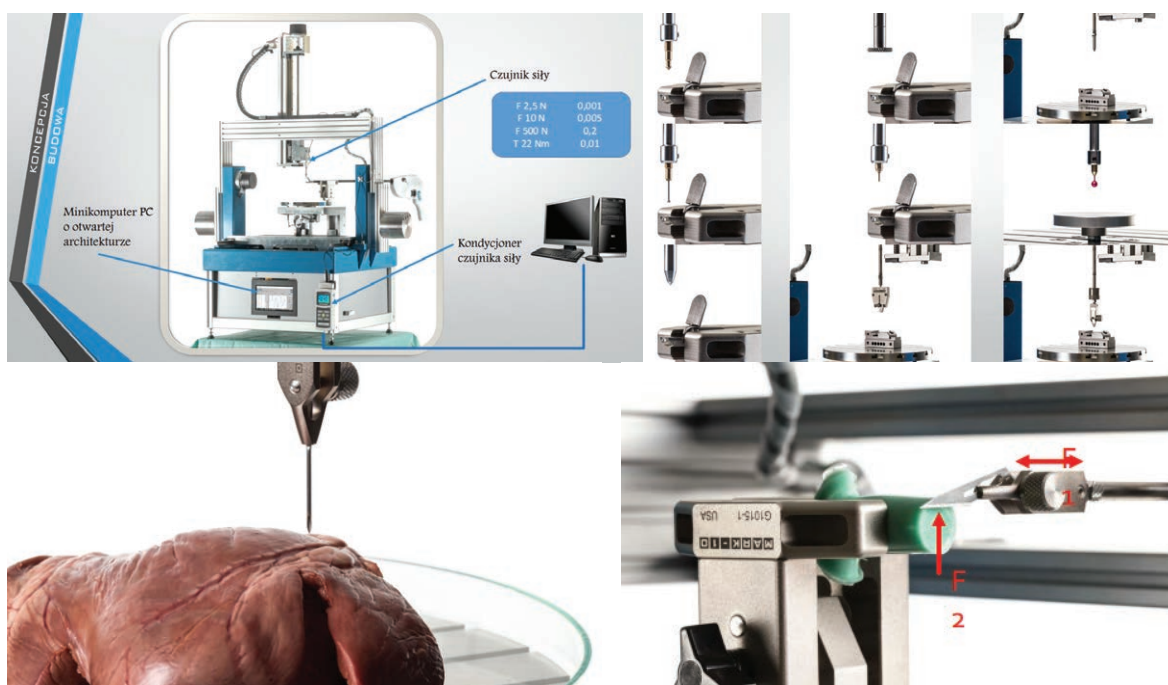
trólowania ruchu i zadań narzędzia. Układ sterowania telemanipulatora musi zapewnić wymaganą dokładność i rozdzielczość ruchu, przeskalowywanie zakresu ruchu dłoni na zakres ruchu narzędzi i eliminować efekt drżenia rąk operatora. W latach 2000-2010 w Pracowni Biocybernetyki FRK opracowano kilka projektów urządzeń typu Master zadających ruch robota (interfejsów lekarz – robot), wykorzystujących zarówno głos lekarza (komendy wydawane głosem), jak i zadania sprecyzowane ruchem dłoni za pomocą różnego rodzaju zadajników. Konsola Robin Heart Shell 1 (z zadajnikiem ruchu narzędzia system RiH Uni System) została zweryfikowana w pierwszych eksperymentach na zwierzętach w 2009 roku, konsola Robin Heart Shell 2 (z obserwacją stereowizyjną i siłowym sprzężeniem ruchu) podczas eksperymentu w 2010 roku.

W ramach prac laboratoryjnych wykonano następujące badania robota Robin Heart (Rys. 1-8):

- Pomiar położenia punktu stałego robota (badania wykonuje się w celu określenia lokalizacji przestrzennej stałego punktu podczas

pełnego zakresu ruchu ramienia sferycznego robota).

- Sztywność robota (badania wykonuje się w celu określenia odkształcalności statycznej i dynamicznej robota dla wszystkich stopni swobody).
- Wibracje i drgania własne robota (badania wykonuje się w celu określenia charakterystycznych częstotliwości związanych z cechami konstrukcji (geometria, materiały, wykonanie) robota w zakresie przenoszenia i powstawania drgań).
- Filtrowanie drgań i przeskalowanie systemu ruchu (element badania systemu bezpieczeństwa układu sterowania gdzie wykonywane są do oceny skuteczności systemu filtrowania układu ruchu dla ruchów przypadkowych, nieskoordynowanych i szkodliwych dla działania robota).
- Powtarzalność i dokładność pozycjonowania końcówki robota (celem badań jest określenie, jak dokładnie możemy ustawić w przestrzeni narzędzie chirurgiczne).



Rysunek 6. Badania. Oryginalne stanowisko testowania narzędzi chirurgicznych i robotów [5]

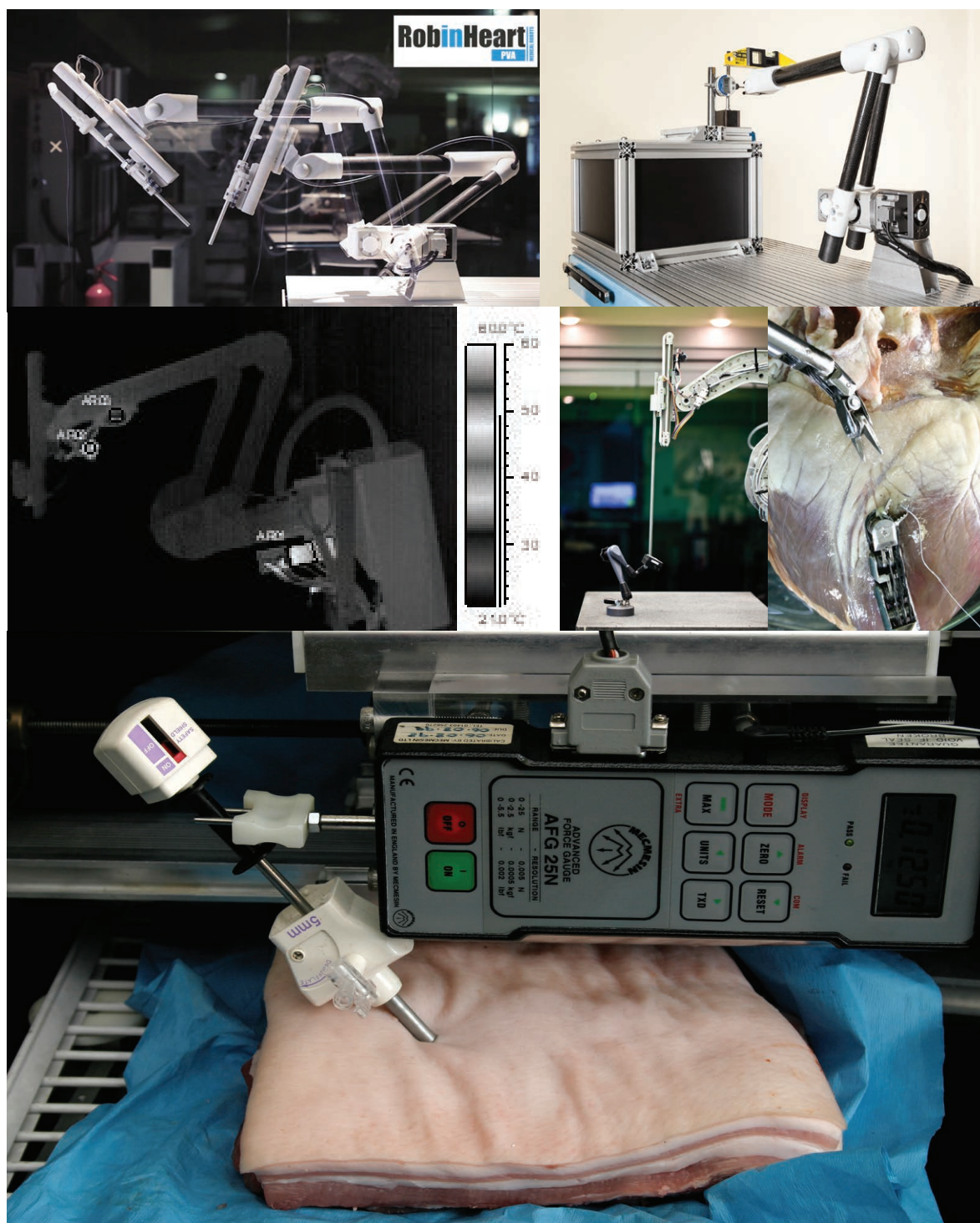
Figure 6. Research. Original testing station for surgical instruments and robots [5]

- Pomiar wielkości sił generowanych przez robota (celem badań jest określenie sił oddziaływania zarówno końcówki narzędziowej robota na tkankę i otoczenie, jak i ramienia robota w różnych ustawieniach przestrzennych, a także podczas stosowania różnych sposobów sterowania).
- Badania z fantomami naturalnymi (najistotniejsze badania dotyczą oddziaływania robota z tkanką w miejscu przecięcia powłok ciała pacjenta oraz oddziaływania efektora na tkanki).
- Badania układu sterowania (celem badań jest optymalizacja sposobu sterowania – programu sterującego dla danych układów napędowych i danej konstrukcji robota np. dobór nastaw regulatorów dla kolejnych silników robota).
- Badania ergonomii i intuicyjności (celem badań jest optymalizacja układu zadawania ruchu i przekazywania decyzji oraz informacji między operatorem i robotem stosując różne techniki badań: od wideorejestracji ruchu operatora i robota, poprzez badania w zakresie dokładności wykonywania różnych wybranych zadań przez układ teleoperatora, po badania krzywej uczenia, czyli szybkości przyswajania procedur sterowania robotem).
- Badania układu przesyłania i jakości informacji (m.in. optymalizacja informacji obrazowej i akustycznej dla operatora robota w kategoriach Czas (opóźnienia), Obraz przestrzeni pra-

cy, Obraz sali operacyjnej, Obrazy, prezentacja doradczych informacji, Dźwięk – system kontaktu głosowego oraz sygnalizacja dźwiękowa, System bezpieczeństwa oraz Teleoperacje).

Badania systemu sterowania łączą cechy układu kontroli ruchu i realizacji zadań robota z układami kontroli bezpieczeństwa systemu. Robin Heart jest telemanipulatorem, więc zbadano również ograniczenia i możliwości rozwoju koncepcji zdalnego sterowania robota na różne odległości. Między innymi wykonano testy teleoperacji na odległość – Zabrze (FRK) – Katowice (CMD SUM) – wykorzystując drogę komunikacji radiowej. Opóźnienia czasowe sygnału sterowania poniżej 1 ms są akceptowalne, opóźnienie przesyłu obrazu powyżej 200 ms należy uznać za wymagające poprawy. Istnieje możliwość uzyskania lepszych rezultatów poprzez wymianę części stosowanej aparatury.

Jednym z wyzwań, które postawiliśmy przed sobą było stanowisko testów narzędzi i robotów symulujące zachowania w środowisku naturalnym. Konstruowane urządzenia mechatroniczne pozwalały na zaprogramowanie odpowiedzi układu z zetknięciem narzędzia (kończynki roboczej robota) z układem, który reagował w sposób mechaniczny odpowiadający wybranym sytuacjom klinicznym. Skonstruowaliśmy kilka urządzeń technicznych spełniających te wymagania. Można je wykorzystać do badań funkcjonalnych (ocenić czy uzyskamy określoną rucho-



Rysunek 7. Badania. Wybrane badania robotów i narzędzi robotowych wykonywanych w FRK [2]

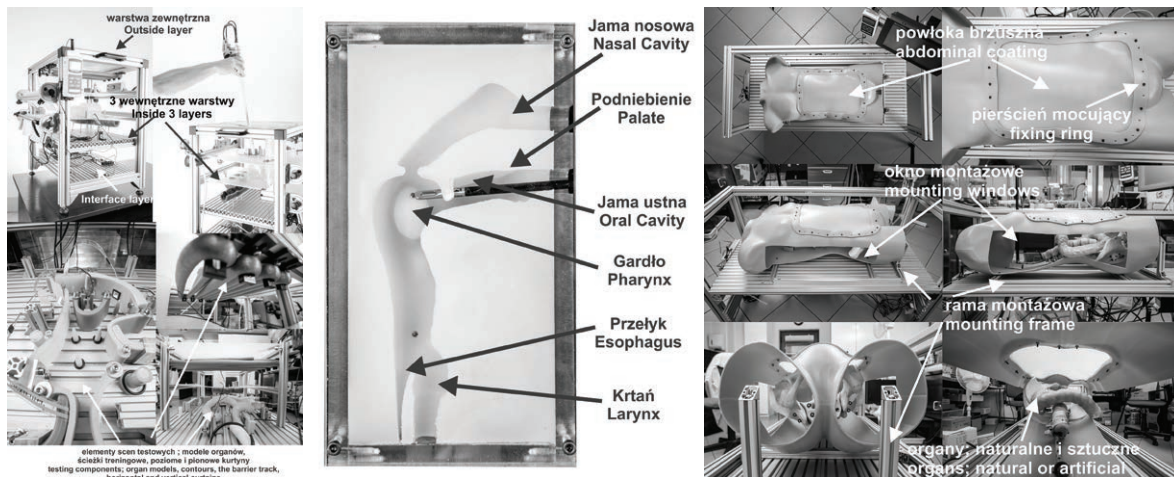
Figure 7. Research. Selected investigations of robots and robot tools made in the FRK [2]

mość i efekt siłowy) lub wytrzymałościowych (testy zmęczeniowe gotowych modeli, ocena materiałów, technologii i konstrukcji).

Po osiągnięciu założonych celów udokumentowanych wynikami badań laboratoryjnych można przystąpić do przygotowań do prób na zwierzętach.

SYSTEM WSPARCIA UŻYTKOWNIKÓW: PROGRAMY DORADCZE I URZĄDZENIA TRENINGOWE

Chirurgia endoskopowa i zrobotyzowana wymaga odpowiedniej wyobraźni i umiejętności manualnych. Według zaleceń Europejskiej Unii Specjali-



Rysunek 8. Sceny chirurgiczne specjalizowane – fotografie przedstawiają wykonane w FRK symulatory operacji dla narzędzi o zmiennej sztywności i geometrii opracowywane w ramach projektu EU Stiff Flop [5, 6]

Figure 8. Specialized surgical scenes - the photos show the operation simulators made in the FRK for tools with variable stiffness and geometry developed as part of the EU Stiff Flop project [5, 6]

stów Medycznych (UEMS), szkolenie powinno być postrzegane jako przywilej dla zainteresowanych i zdolnych do poświęcenia chirurgów; to nie tylko demonstracja technik, ale interaktywne nauczanie, ściśle nadzorowanie i ocena postępu szkolenia, dialog, a także kierowanie karierą zawodową. Portal IRCAD w Strasburgu (www.websurg.com), strony internetowe ILS w Bordeaux (www.e-laparoscopy.com), EAES (www.eaes-eur.org), SAGES (www.sages.org), centrum laparoskopowe w Delhi (www.laparoscopyhospital.com) i inne (np. www.laparoscopy.com) są bogatym źródłem wiedzy o chirurgii małoinwazyjnej. Ćwiczenia na zwierzętach zastępowane są obecnie przez szkolenie na endotrenażerach (endotrenażerach) oraz symulatorach wykorzystujących rzeczywistość wirtualną. Symulatory dają również możliwość kontroli nabytych podczas szkolenia umiejętności przez nadzorującego chirurga oraz pozwalają na ilościową ocenę np. ekonomiki i celowości ruchów, czasu, liczby popełnionych błędów.

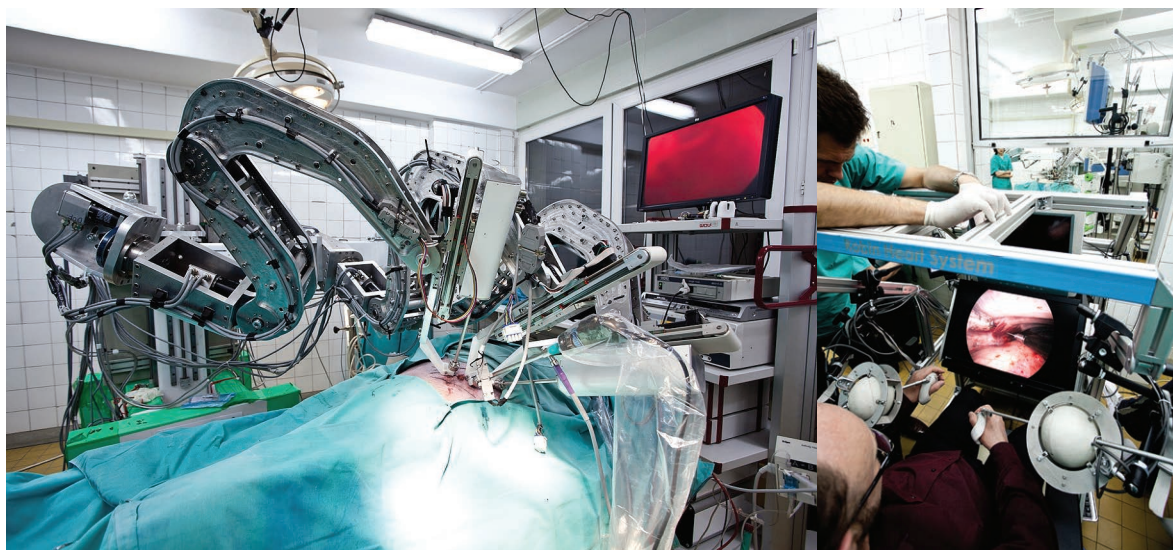
W ramach programu edukacyjnego towarzyszącego projektowi Robin Heart wykonano wiele oryginalnych stanowisk do treningu i testowania narzędzi endoskopowych, mechatronicznych i robotów [3, 4, 5, 6]. Kolejnym ważnym elementem wpływającym na sukces producenta narzędzi robotowych, lekarza i jego pacjenta jest właściwe planowanie zabiegu.

Planowanie operacji obejmuje analizę informacji diagnostycznych pacjenta, a także wiele działań dotyczących wyboru materiałów, środków i urządzeń oraz metod do realizacji określonych zadań zmierzających do likwidacji patologicznych zmian w organizmie poprzez ingerencję chirurgiczną. Odpowiednie zaplanowanie ustawienia robota przy stole operacyjnym, właściwa lokalizacja otworów w powłó-

kach ciała pacjenta, przez którą zostaną wsunięte narzędzia o określonej funkcjonalności i przestrzeni roboczej, mają duży wpływ na bezpieczne wykonanie zabiegu operacyjnego. Przedmiotem planowania jest również sekwencja ruchów robota (choreografia) oraz dobór właściwych narzędzi. Ważnym sposobem realizacji planowania operacji jest wykorzystanie technologii przestrzeni wirtualnej. W ramach projektu Robin Heart w FRK opracowano pierwszą w Polsce wirtualną i zrobotyzowaną salę operacyjną. Możliwość operowania w przestrzeni wirtualnego ciała pacjenta pozwala chirurgowi na stwierdzenie, czy dane narzędzie o określonych wymiarach geometrycznych i określonych stopniach swobody dysponuje właściwym zasięgiem do wykonania zaplanowanych czynności. Technologia wirtualnej rzeczywistości to idealny język porozumienia z chirurgami i pole testów innowacyjnych rozwiązań [2]. Z powodzeniem było wykorzystywane do weryfikacji rozwiązań konstrukcyjnych robota na podstawie ich użyteczności do określonej procedury chirurgicznej. Sala została wyposażona we wszystkie projektowane roboty, narzędzia mechatroniczne (Robin Heart Uni System) oraz wybrane typowe narzędzia chirurgiczne i elementy sali operacyjnej. Technologia wirtualnej rzeczywistości może doskonale służyć jako interaktywne narzędzie szkoleniowe ale również jako wizualizacja programów doradczych zwiększająca skuteczność podejmowanych decyzji oraz precyzję wykonywanych zadań.

TESTY IN VIVO

Wydana przez Komisję Etyczną decyzja (uchwała nr 78/2008 z dnia 15 grudnia 2008 r.) obejmowała zgodę na wykonanie trzech różnych eksperymentów na



Rysunek 9. Roboty. In vivo. Robin Heart mc² i jego użycie podczas eksperymentu na zwierzętach [2]

Figure 9. Robots. In vivo. Robin Heart mc² and usage of this robot on animal experiments [2]

zwierzętach (świniach) robotami Robin Heart: operację pęcherzyka żółciowego, operację naprawczą zastawek serca oraz pomostowanie naczyń wieńcowych. Badania sfinansowała Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze. Poddano testom następujące modele robotów chirurgicznych: Robin Heart 1 i Robin Heart 2 (2003), Robin Heart 3 (2007), Robin Heart Vision (2007) oraz Robin Heart mc² (2010) różniące się m.in. koncepcją sterowania i mocowania [2].

Celem projektu było przetestowanie prototypowych zrobotyzowanych narzędzi chirurgicznych na zwierzętach i określenie ich właściwości funkcjonalnych do wykonania typowych zabiegów chirurgicznych. Na podstawie wiedzy o zakresie stosowania robotów dokonano wyboru reprezentatywnych eksperymentów, które przeprowadzono w Centrum Medycyny Doświadczalnej Śląskiego Uniwersytetu Medycznego (CMD SUM, Rys. 9):

- Usunięcie pęcherzyka żółciowego; od takiej operacji w 1997 roku zaczęła się historia zrobotyzowanej chirurgii.
- Pomostowanie aortalno-wieńcowe z użyciem robota chirurgicznego (TECAB); główny obszar zainteresowania twórców i odbiorców robotów w latach 90., pierwsze próby kliniczne w 1999 roku.
- Operacja zastawki mitralnej; ten rodzaj operacji otwiera w 1998 roku historię zrobotyzowanej kardiochirurgii.

Wykonane próby pozwoliły na wyciągnięcie wniosków o gotowości wdrożeniowej robota toru wizyjnego Robin Heart Vision oraz weryfikacji pozytywnej koncepcji oraz rozwiązań konstrukcyjnych systemu

narzędzi mechatronicznych Robin Heart Uni System i nowego, multizestawowego, modułowego robota Robin Heart mc². Zespół konstruktorów uzyskał niezbędne informacje i rekomendacje dotyczące dalszych prac zmierzających do przygotowania produktu rynkowego.

■ PODSUMOWANIE

Ramy tej publikacji nie pozwalają na podanie pełnych danych dotyczących prowadzonych badań robotów przez nasz zespół, przez prawie 20 lat, ale mam nadzieję, że podane informacje mogą być przydatne dla twórców robotów poszukujących inspiracji oraz partnerów do prowadzonego procesu badawczo-wdrożeniowego.

Nasz robot toru wizyjnego Robin Heart PortVision-Able przygotowywany jest do wdrożenia. Licencja FRK została sprzedana firmie Meden Inmed z Koszalina. Zabrzeński zespół, w ramach dostępnych środków, rozwija robota chirurgicznego wzmacniając jego funkcjonalności o sprzężenie siłowe i nowe narzędzia.

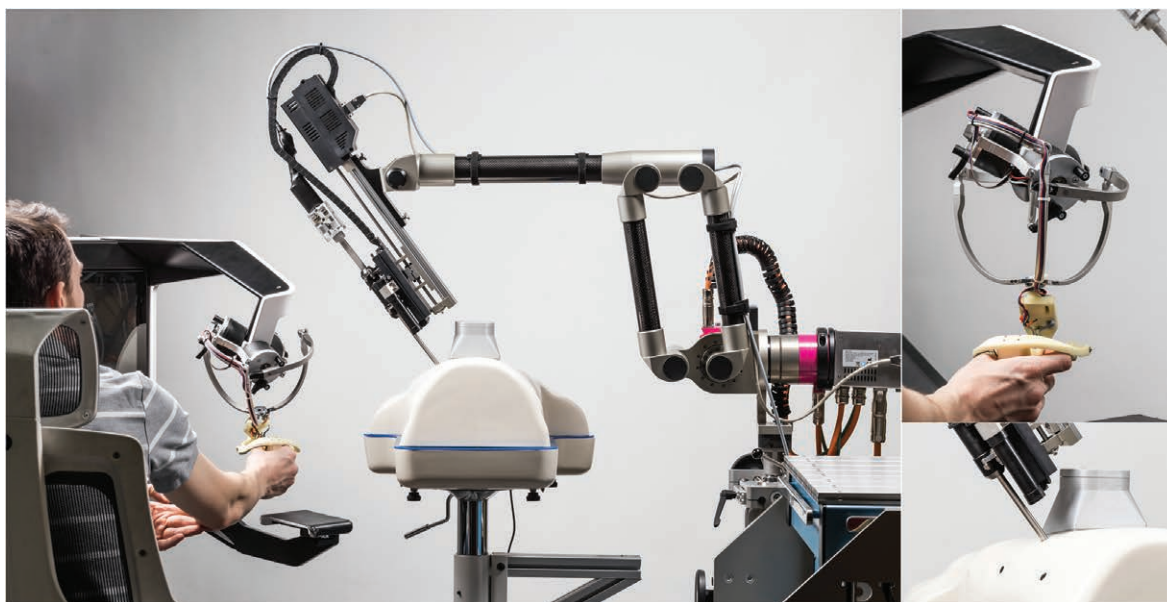
Celem tej publikacji było również przedstawienie możliwości FRK jako partnera badawczego dla MŚP wspieranych przez projekt Digital Innovation Hub Robotics in Healthcare HERO. Dlatego zdecydowałem się na przedstawienie wizualne wybranych elementów systemu badawczego w postaci ilustracji z podpisami dwujęzycznymi – co w zamierzeniu ma stanowić poznawczą narrację dla potencjalnych beneficjentów.

Roboty medyczne warto robić, dobrze i tanio, by były dostępne dla wszystkich. Czekają na nich lekarze i ich pacjenci. Będą, są ważne dla każdego z nas.



Rysunek 10. Badania. Teleoperacja Zabrze (FRK) – Katowice (CMD SUM) [2]

Figure 10. Research. Teleoperation on tissue model in human phantom at distance Zabrze (FRK) – Katowice (CMD SUM) [2]



Rysunek 11. Badania. Stanowisko badawcze sprzężenia siłowego [7]

Figure 11. Research. Test stand for force feedback [7]

■ PODZIĘKOWANIA

Autor składa podziękowania swoim współpracownikom i wszystkim, którzy w jakikolwiek sposób wsparli projekt. Projekt Robin Heart był finansowany przez Fundację Rozwoju Kardiologii, sponsorów i wykonywany w ramach grantów krajowych: KBN 8 T11E 001 18, PW-004/ITE/02/2004, R1303301, R13 0058 06/2009, NCBR: R1303301 and R13 0058 06/2009, Robin PVA – nr 178576, TeleRobin – nr 181019 oraz europejskich STIFF-FLOP FP7 European project FP7/ICT-2011-7-287728, ENIAC “INCITE” project No.621278.

■ BIBLIOGRAFIA

- [1] Nawrat Z.: Roboty i manipulatory w medycynie. Mechanika Techniczna. Tom 12. Biomechanika. Red. R. Będziński. Warszawa: IPPT PAN 2011, 753-827.
- [2] Nawrat Z.: Robot chirurgiczny – projekty, prototypy, badania, perspektywy, Rozprawa habilitacyjna, Katowice 2011
- [3] EP 15179357.7 Tool manipulator for a training and testing medical device 31.07.2015. Twórcy: Nawrat Z., Lis K., Lechrich K., Mucha Ł., Rohr K., Publikacja 06.06.2018
- [4] P.422691 Urządzenie testujące do celów medycznych Twórcy Z. Nawrat, K. Lis, K. Lechrich, Ł. Mucha, Złożony 13.09.2017
- [5] Malota Z., Nawrat Z., Sadowski W., Symulatory chirurgii małoinwazyjnej. Inżynieria Biomateriałów, Numer 126, Rok XVII, Lipiec 2014, str. 2-11, Minimally invasive surgery simulation, Engineering of Biomaterials, Number 126, Volume XVII, July 2014, 2-11, ISSN 1429-7248
- [6] Malota Z., Nawrat Z., Sadowski W.; Benchmarking for Surgery Simulators, Soft and Stiffness-controllable Robotics Solutions for Minimally Invasive Surgery: The STIFF-FLOP Approach River Publishers Series in Automation, Control and Robotics Editors: Jelizaveta Konstantinova, Helge Wurdemann, Ali Shafit, Ali Shiva, Kaspar Althoefer, pp 309-32, 2018
- [7] Krawczyk D., Mucha Ł., Lis K., Nawrat Z., Robot medyczny Robin Heart Duo - badania funkcjonalne sprzężenia siłowego. Wydawnictwo Naukowe TYGIEL sp. z o.o. 2019 – w druku materiały pokonferencyjne

Sterowanie robotem chirurgicznym z siłowym sprzężeniem zwrotnym – wstępne testy funkcjonalne robota Robin Heart

The surgical robot control with force feedback – preliminary functional tests of Robin Heart robot

Artykuł recenzowany

Streszczenie

Testy robota chirurgicznego typu Robin Heart obejmują badania układów mechatronicznych, układów sterowania, badania symulacyjne i laboratoryjne wykonywania zadań chirurgicznych oraz badania na zwierzętach i planowane badania kliniczne.

Cechy funkcjonalne robota, które pozwalają na osiągnięcie wysokiej precyzji zdalnego sterowania wymagają testów z udziałem człowieka. Celem publikacji jest przedstawienie wstępnych badań sprzężenia siłowego. Opisano system badawczy i metodologię badań na przykładzie pomiaru subiektywnej oceny sztywności materiałów.

Abstract

Robin Heart surgical tests include mechatronic systems, control systems, simulation and laboratory tests for performing surgical tasks, as well as animal studies and planned clinical trials.

The functional features of the robot, which allow for high precision of remote control, require tests involving humans. The aim of the publication is to present preliminary force feedback tests. The research system and research methodology are described on the example of measuring the subjective stiffness assessment of materials.

**DARIUSZ KRAWCZYK¹,
ŁUKASZ MUCHA¹,
KRZYSZTOF LIS²,
ZBIGNIEW NAWRAT^{1, 3}**

¹Pracownia Biocybernetyki,
Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii
im. prof. Zbigniewa Religi w Zabrze,
²Katedra Budowy Maszyn,
Politechnika Śląska w Gliwicach,
³Katedra i Zakład Biofizyki,
Śląski Uniwersytet Medyczny
w Katowicach

Słowa kluczowe:
*robot, robot chirurgiczny,
sprzężenie siłowe,
układy haptyczne*

Keywords:
*robot, surgical robot,
force-feedback,
haptic systems*

WSTĘP

Medyczne specjalności zabiegowe wymagają innowacyjnych narzędzi dla zmniejszenia inwazyjności prowadzonych operacji oraz standaryzacji, czyli podniesienia i kontrolowania jakości procedur chirurgicznych. Jedynym z rozwiązań pozwalającym na osiągnięcie tych celów jest zastosowanie robotowych narzędzi chirurgicznych. Dzięki oddaleniu chirurga od miejsca ingerencji w ciele pacjenta i wprowadzeniu systemu mechatronicznego nadzorowanego komputerowo, możemy zastosować nowoczesne procesy planowania i działania „opartego na faktach”. Analiza danych typu Big Data zawierających informacje z wcześniejszych operacji oraz obrazy diagnostyczne (pozyskiwane również na żywo, w trakcie operacji), wsparta metodami sztucznej inteligencji, może wspomóc efektywność prowadzenia zabiegów. Jednak z powodu braku pełnej sensoryczności robotów do tej pory są to jedynie telemanipulatory. Zdalne sterowanie, by było skuteczne, bezpieczne, precyzyjne – wymaga udoskonalania przekazu informacyjnego zwrotnej (głównie obrazu), ale również wprowadzenia efektywnego sprzężenia siłowego.

W naturalnych warunkach odczucie reakcji siłowych chirurga często decyduje o jakości wyników operacji. Dlatego warto taką funkcjonalność wprowadzić do robotów chirurgicznych.

W chirurgii stosowane są [1]: a) roboty toru wizyjnego zastępujące asystenta w czasie operacji – chirurg może samodzielnie sterować położeniem kamery endoskopowej; b) telemanipulatory chirurgiczne, które umożliwiają wykonywanie operacji na odległość (zdalnie sterowane roboty) np. robot Zeus (Computer Motion, USA), da Vinci (Intuitive Surgical, USA) czy polski Robin Heart; c) roboty nawigacyjne (bierne) – służą do dokładnego pozycjonowania i realizacji prawidłowego toru ruchu narzędzia; d) roboty nawigacyjne (czynne) – roboty pracujące jako narzędzia wykonawcze w systemie odwzorowania trajektorii określonej podczas planowania przedoperacyjnego (nawigacyjne czynne) oraz e) roboty biochirurgiczne (do manipulacji komórkowej).

Dominującą rolę na rynku robotów chirurgicznych na świecie (około miliona operacji rocznie) odgrywa amerykański da Vinci (Intuitive Surgical, CA). W Polsce obecnie roboty da Vinci znajdują się: 1) we Wrocławiu (2010 – zespół prof. W. Witkiewicza, Wojewódzki Szpital Specjalistyczny); 2) w Toruniu (2017 r. Specjalistyczny Szpital Miejski); 3) dwa roboty w Warszawie (2018 r. w Szpitalu Mazovia oraz szpitalu Medicover); 4) w Poznaniu (2018, Wielkopolskie Centrum Onkologii); 5) w Krakowie (2019 Szpital na Klinach).

W Fundacji Rozwoju Kardiologii im. Prof. Zbigniewa Religi FRK w Zabrze powstała rodzina manipulatorów Robin Heart [2]. System sterowania robo-



Rysunek 1. Stanowisko Robot Robin Heart DUO

tem Robin Heart składa się z konsoli wyposażonej w monitory i specjalizowane zadajniki ruchu wraz z systemem wieloprocessorowym z zaimplementowanym oprogramowaniem realizującym wiele funkcji, do których należą między innymi: komunikacja, nadzorowanie, sterowanie napędami, obliczanie pozycji, realizacja siłowego sprzężenia i wiele innych. Zadajnik ruchu jako element interfejsu człowiek – maszyna (HMI – ang. *Human Machine Interface*) to system, który jest optymalizowany do określonych zadań [3]. Narzędzia chirurgiczne wykonujące różne zadania wymagają siły od 0,3 N do 4 N [4] aż do 50 N [5]. Na podstawie badań własnych i przeglądu doniesień literaturowych określono, dla typowych procedur chirurgicznych na tkankach miękkich, zakres sił w granicach 0-15 N [6]. Wykazano w wielu pracach, że brak sprzężenia siłowego wpływa na precyzję i bezpieczeństwo operacji [7]. Lekarze oczekują szybkich postępów w zakresie wdrażania narzędzi o korzystnych cechach nie tylko manipulacyjnych, ale również sensorycznych. Oczekuje się czułych zadajników ruchu, które można by stosować we wszystkich medycznych telemanipulatorach, także stosowanych w rehabilitacji i robotach telediagnostycznych.

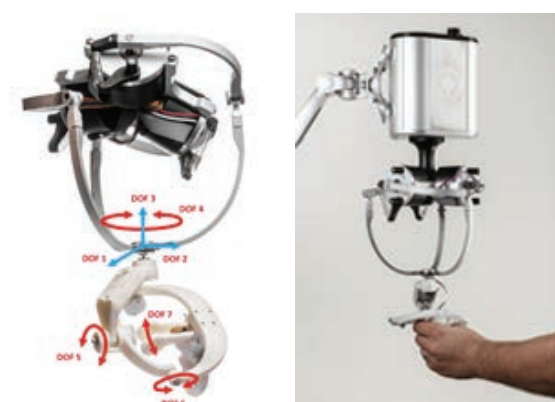
Obecnie w FRK prowadzone są badania rozwojowe dotyczące systemu haptycznego sterowania robotem na specjalnym stanowisku Robin Heart Duo.

ROBOT ROBIN HEART DUO

Robot Robin Heart DUO (Rys. 1) składa się z dwóch zmodyfikowanych ramion robotycznych Robin Heart PorVisionAble (RH PVA). Kamery endoskopową zastąpiono narzędziem mechatronicznym wyposażonym w czujniki siły. Zmodyfikowano również system sterowania robotem tak aby dysponował dostępnymi dla zastosowanych układów napędowych parametrami. Stosowane standardowo parametry ruchu oraz siły są mocno ograniczone ze względu na specyficzne wymagania aplikacyjne RH PVA. Operator może sterować ruchem każdego z ramion wyposażonych w narzędzia lub układy pomiarowe przy



Rysunek 2. Konsola sterowania Robin Stiff Flop DUO



Rysunek 3. Zadajnik ruchu Robin Hand

pomocy haptycznych interfejsów konsoli Robin Stiff Flop DUO. Z mechanicznego punktu widzenia ramiona poruszają się w kinematyce sferycznej, w 4 stopniach swobody i w zakresie przemieszczeń: $\alpha = \pm 60^\circ$, $\beta = \pm 80^\circ$, obrót narzędzia $\pm 130^\circ$ i $Z = 0 \div 150 \text{ mm}$. Rozdzielczość pozycjonowania końcówki ramienia wynosi nie mniej niż 0,5 mm.

KONSOLA STEROWANIA ROBIN STIFF FLOP DUO

Konsola sterowania robotem Robin Stiff Flop DUO (Rys. 2) została opracowana w ramach projektu europejskiego Stiff-Flop. Na potrzeby prac badawczych zostało zmodyfikowane oprogramowanie i magistrala wymiany danych dostosowana do standardu komunikacji zgodnego ze sterowaniem robotami Robin Heart DUO.

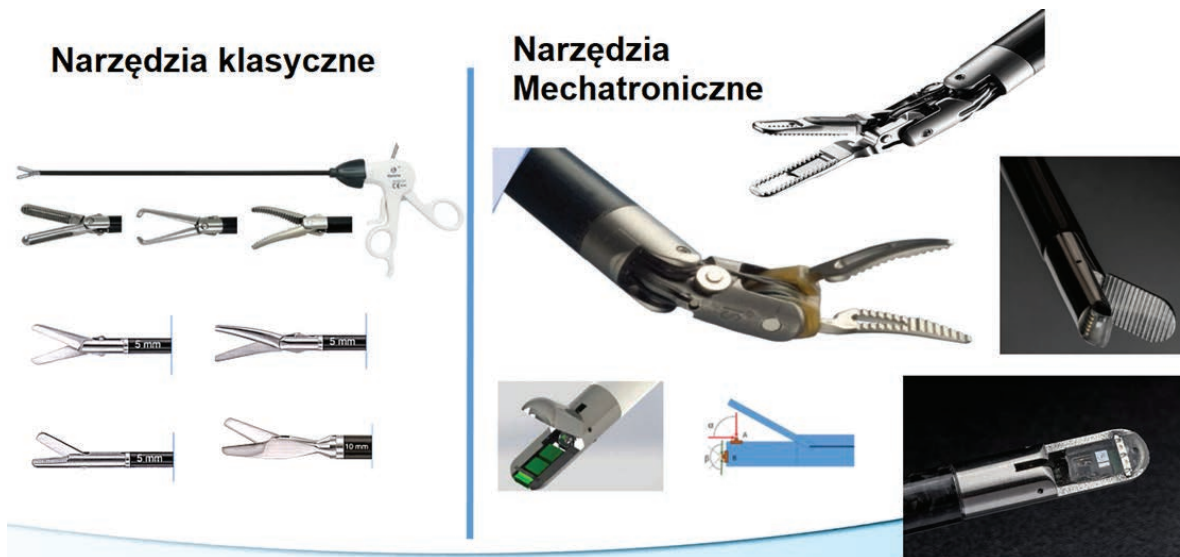
Konsola posiada dwa dotykowe monitory, dwa zadajniki ruchu oraz przycisk nożny. Jeden z monitorów przedstawia na żywo obraz z kamery umieszczonej na ramieniu robota, natomiast drugi umożliwia podgląd danych diagnostycznych pacjenta oraz wyświetla aplikację sterującą całym systemem.

Sygnałem wyjściowym z konsoli jest informacja o pozycji i orientacji obydwu dłoni operatora robota. Dane te są transmitowane za pomocą dwóch równoległych sieci CAN do mikrokontrolera sterującego napędami robota, gdzie po uwzględnieniu równań kinematyki robot wykonuje ruch nadążny do zadanej pozycji. Sygnałem wejściowym konsoli sterowania jest informacja pochodząca z sensorów robota, która jest transmitowana za pomocą kolejnej magistrali CAN do zadajników ruchu. Na podstawie danych wejściowych generowane jest sprzężenie siłowe. Dodatkowym sygnałem wejściowym jest obraz z kamery endoskopowej oraz informacja, czy przyciśnięty jest przycisk nożny odpowiadający za odblokowanie zadajników ruchu. Dla celów badawczych, do detekcji subiektywnego odczucia określonych cech, wprowadzono dodatkowy przycisk ręczny.

ZADAJNIK RUCHU ROBIN HAND

Zadajnik Robin Hand (Rys. 3) – jest haptycznym manipulatorem, którym chirurg steruje podczas operacji. Służy do określenia położenia i orientacji dłoni chirurga oraz generowania siły (sprężenia zwrotnego) na dłoń operatora.

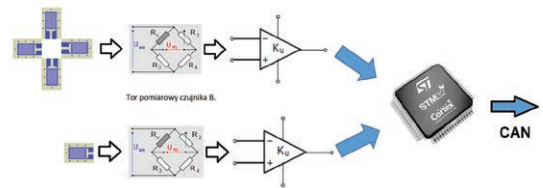
Zadajnik ruchu Robin Hand przedstawiony na rysunku 3 posiada siedem stopni swobody. Całość konstrukcji można podzielić na dwie części: część główną odpowiedzialną za stopnie swobody DOF1, DOF2, DOF3 (*ang. Degrees Of Freedom*), co odpowiada współrzędnym X, Y, Z w układzie kartezjańskim oraz część chwytową odpowiedzialną za pozostałe stopnie swobody (DOF4, DOF5, DOF6, DOF7). Ramiona zadajnika ruchu dla stopni swobody 1, 2, 3 zostały osadzone na silnikach BLDC wyposażonych w precyzyjne układy pomiarowe (przetworniki obrotowo impulsowe o rozdzielczości 8192 impulsów/obrot) dzięki czemu możliwy jest jednoczesny odczyt pozycji oraz generowanie siły jako sprzężenia siłowego na dłoń chirurga.



Rysunek 4. Porównanie narzędzi klasycznych z narzędziami mechatronicznymi



Rysunek 5. Narzędzie mechatroniczne z czujnikiem siły znajdującym się na końcu narzędzia



Rysunek 6. Budowa narzędzia mechatronicznego

NARZĘDZIE MECHATRONICZNE

W projekcie polskiego robota wprowadzono chirurgiczne narzędzia mechatroniczne typu Robin Heart Uni System, które można stosować jak końcówkę roboczą robota lub jako narzędzie uchwycone w dłoni. Przewaga narzędzia mechatronicznego nad narzędziem klasycznym polega na uzyskaniu dodatkowych możliwości ruchowych (Rys. 4) i funkcyjnych uruchamianych za pomocą elektronicznych przycisków i mikroczujników.

Robot Robot Robin Heart DUO wyposażono w specjalną wersję narzędzi pomiarowych:

1. narzędzie z czujnikiem siły znajdującym się na jego końcu

2. narzędzie z czujnikiem siły znajdującym się w połowie części walcowej łączącej część roboczą oraz chwytową narzędzia.

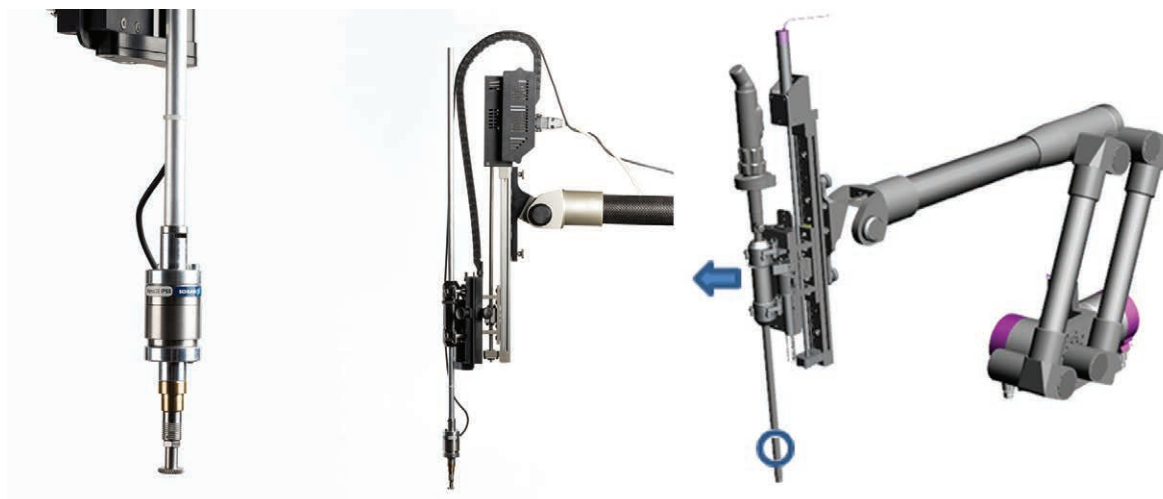
Ad 1. Narzędzie mechatroniczne z czujnikiem siły znajdującym się na końcu narzędzia (Rys. 5) wyposażone jest w mechatroniczną część chwytową (*ang. Griper*) oraz dwa sensory siły. Narzędzie mechatroniczne posiada również serwo mechanizm służący do sterowania częścią chwytową. Czujnik A z rys. 5 służy do mierzenia siły wywieranej przez narzędzie na ciało pacjenta w trzech osiach X, Y, Z. Czujnik dodatkowy B

z Rys. 5 służy do pomiaru siły wywieranej na tkanę podczas uchwytu.

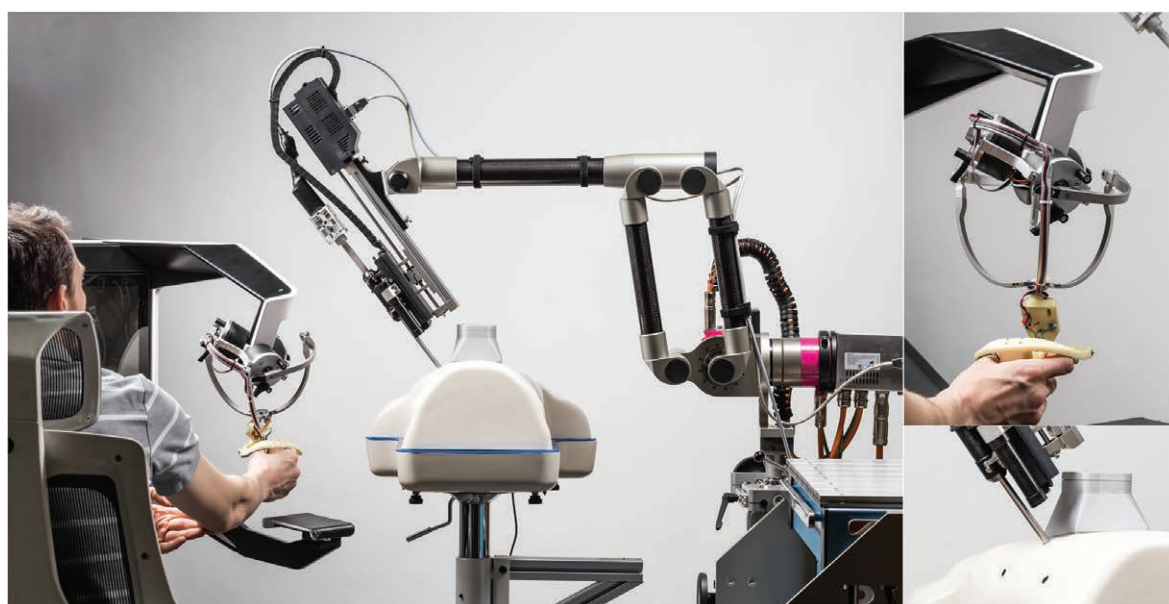
Czujnik czołowy B składa się z czterech tensometrycznych czujników siły pozwalających na pomiar trzech składowych. Czujnik A realizuje pomiar jednej składowej i również bazuje na sensorach tensometrycznych (Rys. 6). Analogowy sygnał z czujników po odpowiednim wzmacnieniu przy użyciu wzmacniaczy operacyjnych o programowalnym wzmacnieniu trafia do przetwornika analogowo-cyfrowego a następnie do mikrokontrolera. Tam sygnał zostaje przeliczony na konkretne wartości siły. Tak przygotowany sygnał trafia za pomocą magistrali CAN do konsoli sterowania.

Ad 2. Kolejne badawcze narzędzie mechatroniczne posiada czujnik siły umieszczony w połowie części walcowej narzędzia (Rys. 7). Zaletą takiego rozwiązania jest brak podzespołów elektronicznych zasilanych napięciem elektrycznym wewnątrz ciała pacjenta. W miejsce sensorów usuniętych z części końcowej narzędzia można zastosować dodatkowe ruchome stopnie swobody, zwiększając możliwości manipulacji wewnątrz ciała pacjenta.

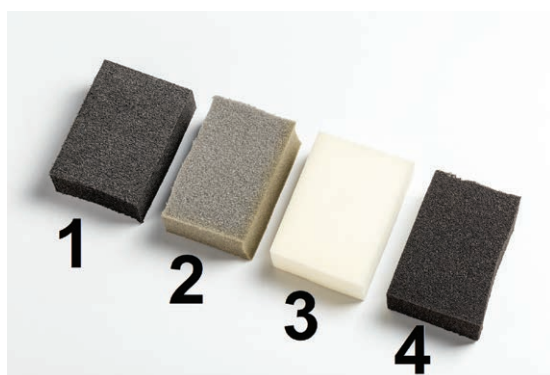
Tego typu narzędzie umożliwia pomiar siły wywieranej przez robota na tkanę w sposób pośred-



Rysunek 7. Narzędzie mechatroniczne z czujnikiem siły znajdującym się w połowie części walcowej narzędzia



Rysunek 8. Stanowisko badawcze sprzężenia siłowego

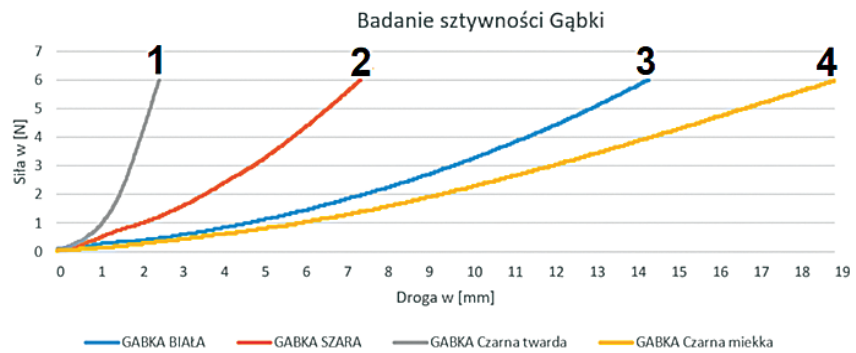


Rysunek 9. Materiały testowe sprzężenia siłowego

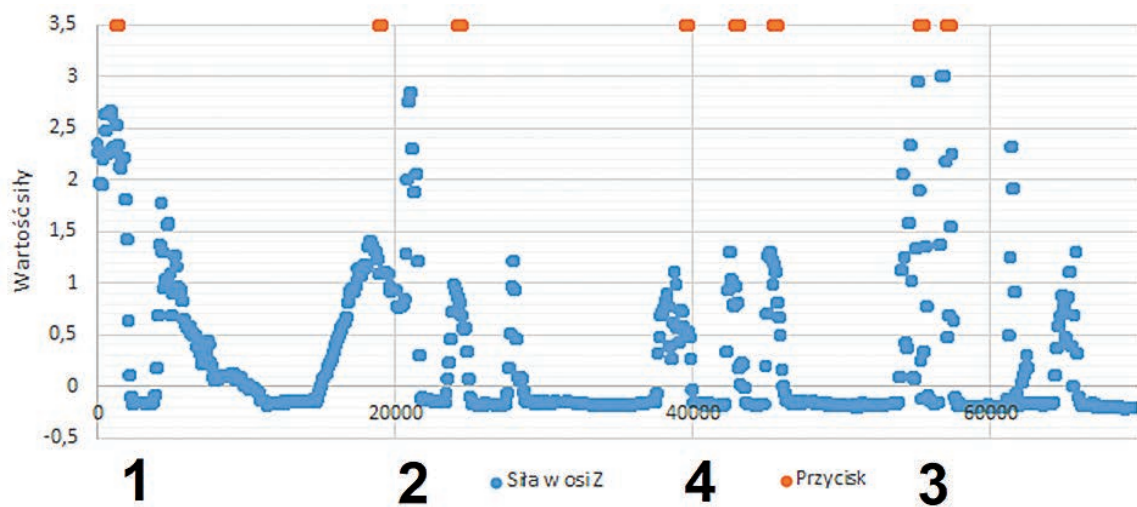
ni. Oznacza to, że siła jest mierzona poprzez pomiar mikro-ugięcia prowadnicy narzędzia, które powstaje w efekcie kontaktu robota z tkanką. W tej konstrukcji narzędzia zastosowano zintegrowany 6-osiowy czujnik siły i momentu marki AIT Industrial Automation NANO 25 komunikujący się z konsolą sterowania za pomocą magistrali CAN.

BADANIA FUNKCYJALNE SYSTEMU SPRZĘŻENIA SIŁOWEGO STANOWISKO BADAWCZE

Na potrzeby badań funkcjonalnych sprzężenia siłowego zostało opracowane i wykonane specjalne stanowisko badawcze (Rys. 8) składające się z:



Rysunek 10. Badanie sztywności materiałów testowych: aparatura badawcza i wyniki testu materiałów



Rysunek 11. Zależność siły [N] generowanej na rękę operatora w osi Z zmiennej w czasie [ms] dla różnych sztywności materiału badanego

- 1 robota Robin Heart DUO, wyposażonego w narzędzie mechatroniczne z czujnikiem siły znajdującym się w połowie rurki narzędzia;
- 2 konsoli sterowania Robin Stiff Flop DUO, wyposażonej w zadajnik ruchu Robin Hand oraz
- 3 trenażera narzędzi endoskopowych (model klatki piersiowej pacjenta).

Wewnątrz trenażera można w odpowiedni sposób przygotować sceny chirurgiczne i badane modele. Na użytek badań opisywanych w pracy przygotowano modele materiałów o różnym stopniu twardości.

PRZYGOTOWANIE MATERIAŁÓW TESTOWYCH

W celu przeprowadzenia badań sprzężenia siłowego przygotowano 4 materiały o różnym stopniu sztywności (Rys. 9). Następnie przy użyciu maszyny pomiarowej z wykalibrowanym czujnikiem siły Mark7 dokonano pomiaru materiałów i uszeregowano je w kolejności według wzrastającej sztywności.

Pomiar polegał na zagłębieniu czujnika maszyny w materiał badany, przy jednoczesnym zapisie położenia oraz siły. Wprowadzono ograniczenie maksymalne siły równe 6 N. Wyniki pomiarów zostały przedstawione na rys. 10.

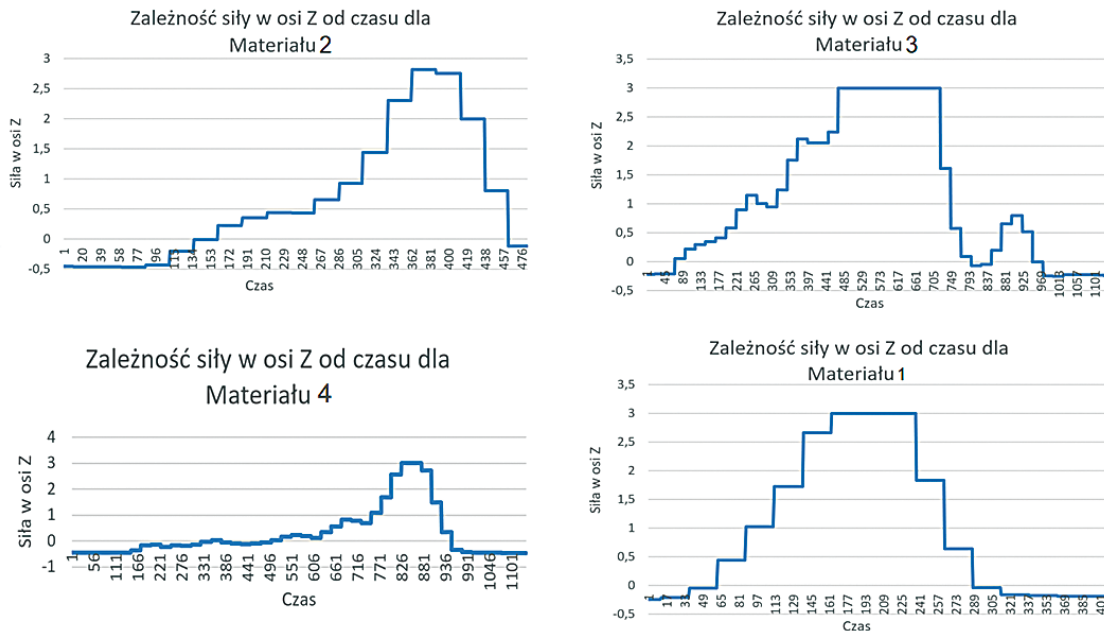
BADANIE FUNKCJONALNE SPRĘŻENIA SIŁOWEGO

Badania funkcjonalne sprzężenia siłowego przeprowadzono na grupie 30 studentów medycyny.

Subiektywne odczucie operatora trzymającego zadajnik ruchu Robin Hand podzielono na:

1. Detekcja powierzchni.
2. Detekcja różnicy sztywności materiału.

Ad 1. Operator przy pomocy zadajnika ruchu Robin Hand wykonuje ruch narzędziem mechatronicznym w osi Z prostopadłej do materiału. Gdy narzędzie wejdzie w kontakt z materiałem badanym



Rysunek 12. Wykresy przedstawiające zależność siły [N] od czasu [ms] dla poszczególnych materiałów.

zostanie wygenerowana siła oddziaływująca na rękę operatora przeciwnie do kierunku ruchu. Siła ta będzie proporcjonalna do sztywności materiału. Operator ma za zadanie nacisnąć przycisk w momencie subiektywnego odczucia minimalnego sprzężenia siłowego (dla każdego z materiałów badanych).

Analizowane są dane: krzywa mierzonej siły podczas ruchu oraz sygnał subiektywnego poczucia zętknięcia z powierzchnią. Badanie ma na celu ocenę minimalnej wartości siły odczuwanej przez operatora.

Ad 2. Operator przy pomocy zadajnika ruchu Robin Hand wykonuje ruch narzędziem mechatronicznym w osi Z analogicznie jak w badaniu pierwszym. Natomiast celem ćwiczenia jest ocena subiektywna sztywności materiału przy pomocy sprzężenia siłowego generowanego na rękę operatora. Operator zagłębia narzędzie mechatroniczne w kolejnych materiałach (Rys. 9), następnie ma za zadanie uszeregować materiały według rosnącej sztywności.

WYNIKI POMIARÓW

Każda z osób biorących udział w ćwiczeniu wykonywała ruchy manipulatorem z narzędziem mechatronicznym wyposażonym w czujnik siły. Efektem styku czujnika z materiałem badanym było generowanie sprzężenia siłowego na rękę operatora. Wynik zarejestrowanych pomiarów siły generowanej za pomocą zadajnika ruchu na rękę operatora przedstawia Rys. 11.

Każdy z materiałów powoduje wygenerowanie innych wartości siły na rękę chirurga w funkcji zagłębiania się w materiał, co umożliwia rozpoznanie

sztywności materiałów. Minimalna siła przy naciśnięciu przycisku wynosiła 1,1N. Szczegółowe dane dla każdego materiału przedstawiono na Rys. 12.

Widoczne na wykresach zmiany tempa narastania siły oraz jej wartości odpowiadają różnej sztywności. Odpowiednio: materiał o największej sztywności powoduje najszybszy wzrost siły generowanej na rękę operatora.

PODSUMOWANIE WYNIKÓW

- 30/30 Osób poprawnie odczuwa sprzężenie siłowe oraz wskazała moment styku narzędzia mechatronicznego z materiałem badanym poprzez naciśnięcie przycisku.
- 30/30 Osób poprawnie rozpoznaje materiały o znacznie różniącej się sztywności (materiał 1 oraz 4 z Rys. 10).
- 18/30 Osób poprawnie rozpoznaje wszystkie materiały i potrafi je uszeregować według rosnącej sztywności.

WNIOSKI

Przedstawione badania funkcjonalne sprzężenia siłowego stanowią wstępną ocenę skuteczności subiektywnego odczuwania siły w systemie (zadajnik – robot – sensor siły umieszczony w połowie rurki przewodnicy narzędzia mechatronicznego). Z punktu widzenia konstruktora robota oznacza to, że można w systemie sprzężenia siłowego zastosować czujnik pośrednio mierzący obciążenie narzędzia. Brak konieczności stosowania czujnika o bardzo wysokim stopniu miniaturyzacji znajdującego się na końcu

narzędzia, w podstawowym zakresie działania robota, zmniejsza koszty systemu. Stosowanie sensorów zlokalizowanych bezpośrednio w miejscu działania wprowadza obowiązek zabezpieczenia pacjenta przed ryzykiem porażenia elektrycznego.

Przedstawiono metodykę i wstępne wyniki badań sprzężenia siłowego. Kolejne planowane prace będą związane z testowaniem nowych rozwiązań konstrukcyjnych i nowej lokalizacji sensorów (np. tensometrów umieszczonych w przewodnicy narzędzia mechatronicznego) oraz optymalizacji systemu sprzężenia siłowego pod względem oprogramowania układu sterowania.

System sterowania pozwala na przeskalowanie zakresu ruchu oraz sprzężenia siłowego. Odpowiedni ruch zadajnika ruchu może oznaczać wielokrotnie mniejszy ruch narzędzia. Komfortowa i precyzyjna praca chirurga wymaga również odpowiedniego do wykonywanego zadania przeskalowania efektu siłowego na dłoń chirurga. Wprowadzone parametry przekazania siły na zadajnik ruchu powinny pozwalać na wycucie reakcji narzędzia z tkanką, ale nie blokować kontynuacji wymaganych przez procedurę czynności (o czym decyduje operator). Opisane w publikacji doświadczenie jest przykładem modelowania fizycznego elementów reakcji narzędzia z materiałami i subiektywnej oceny przez wolontariuszy materiałów różniących się sztywnością. System Robin Heart ze sprzężeniem siłowym (wprowadzenie odpowiednich parametrów przeskalowania)

powinien być przygotowywany razem z użytkownikiem do konkretnego typu operacji.

Wdrożenie kliniczne robota ze sprzężeniem siłowym musi zawierać elementy szkolenia i testy na modelach fizycznych pozwalające na ustalenie optymalnych nastaw parametrów kontroli ruchu i sterowania. Optymalnych dla różnych typów operacji i spersonalizowanych, czyli dopasowanych dla określonego chirurga.

■ PODZIĘKOWANIA

Projekt finansowany jest ze środków otrzymanych od Narodowego Centrum Badań i Rozwoju w ramach programu LIDER /32/0175/L-8/16/NCBR/2017 oraz przez MNiSW jako doktorat wdrożeniowy.

■ BIBLIOGRAFIA

- [1] Robotyka medyczna w Polsce – Zbigniew Nawrat str 7-16 MedRobRep 1,2012
- [2] Krawczyk D., Mucha Ł., Lis K., Nawrat Z.: Robot medyczny Robin Heart Duo – badania funkcjonalne sprzężenia siłowego. Wydawnictwo Naukowe TYGIEL sp. z o.o. 2019 – w druku materiały pokonferencyjne
- [3] Zbigniew Nawrat, Łukasz Mucha, Kamil Rohr, Krzysztof Lis, Krzysztof Lechrich, Dariusz Krawczyk, Péter Földes, János Radó, Csaba Dücső, Hunor Sántha, Gábor Szabó, Péter Fűrjes : Robin Heart INCITE – wprowadzenie sprzężenia siłowego dla telemanipulatora chirurgicznego. MedRobRep 5, 2016, str 34-42
- [4] 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.
- [5] 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, pp. 1876–1881.
- [6] Iwata H.: Pen-based haptic virtual environment. Proc. IEEE Virtual Reality Annual International Symposium, Seattle, USA, 1993.
- [7] Nawrat Z.: Robot chirurgiczny – projekty, prototypy, badania, perspektywy, Rozprawa habilitacyjna, Katowice 2011



RobinHeart

TELE MEDICAL ROBOTS

Robin
Stiff Flop
Console





**SZPITAL
NA KLINACH**
Grupa Neo Hospital

**NAJBLIŻEJ
PACJENTÓW**

Centrum Chirurgii Robotycznej

Jako jedyni w południowo-wschodniej Polsce, zapewniamy pacjentom dostęp do najnowszych światowych technologii. Szpital dysponuje najnowszą generacją, autoryzowanym systemem wsparcia chirurgicznego da Vinci.

UROLOGIA

- prostatektomia radykalna
- resekcja nerki

GINEKOLOGIA

- histerektomia
- całkowita mezometrialna resekcja szyjki macicy

CHIRURGIA OGÓLNA

- operacje przepuklin rozworu przełykowego
- operacje dużych przepuklin brzusznych
- operacje przepuklin pachwinowych
- zabiegi bariatryczne
- operacje pęcherzyka żółciowego
- obwodowa resekcja trzustki

Jesteś lekarzem, interesujesz się nowymi technologiami, chciałbyś dołączyć do naszego zespołu - skontaktuj się z nami

☎ +48 785 051 411 ✉ biuro@neohospital.pl

🏠 Szpital na Klinach, ul. Kostrzewskiego 47, Kraków

www.szpitalnaklinach.pl | www.zabiegidavinci.pl