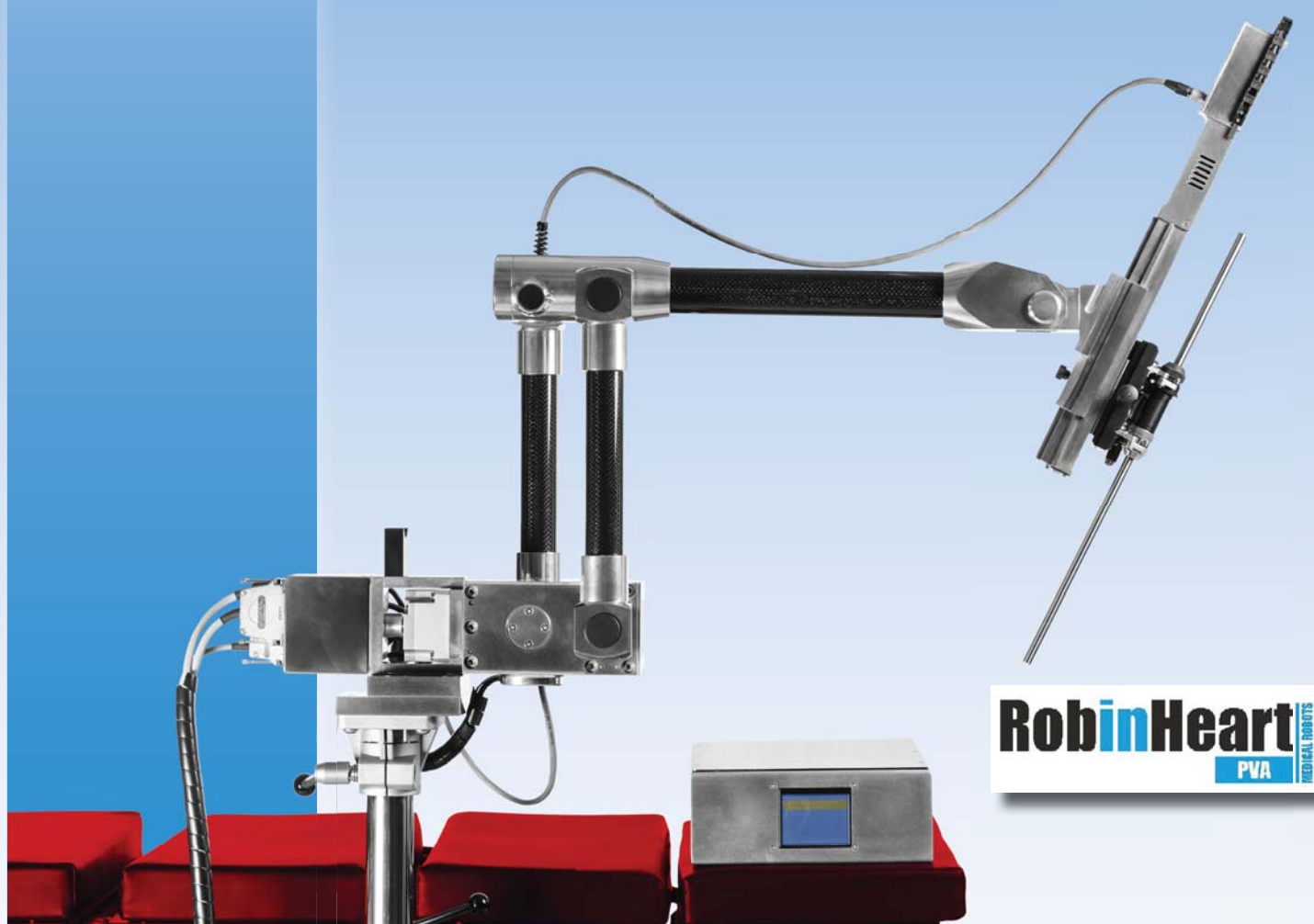


Medical Robotics Reports

www.medicalroboticsreports.com



RobinHeart
PVA
MEDICAL ROBOTICS

- Novel Robotic System for Remote Ultrasonography
- Robin Heart force feedback/control system
- Personalised External Aortic Root Support
- Interfejs użytkownika robota

Official Journal of ISMR

International Society
for Medical Robotics

Dear Reader,

Medical robots are paving the way by offering new standards and diagnostics, rehabilitation and therapy opportunities. Surgical telemanipulators are sometimes simply the only chance for many patients to carry out the operation in an extremely precise and safe methods. Today the market is dominated by one American company. Lack of competition has caused an unjustified increase in the cost of the offered apparatus and its maintenance. The successes achieved, including more than 500 thousand operations a year, convinced of the effectiveness of the use of robots in surgery. It protects only 10% of demand. The robots shall be applied for at least 6 million patients undergoing a minimally invasive surgery a year as it is beneficial for the patient and the health care system (a shorter hospital stay, less postoperative complications).

The interest in robots is increasing – with big money and big market players like Google, Ethicon and Johnson & Johnson – better and better robots are appearing. Boston Dynamics BigDog-a military transport robot turned in just a year in the two-legged Atlas – a humanoid robot with unprecedented autonomy and behavior in a changing environment. We can symbolically say that in 2015 robots got up from their knees! Time of entrance of non-military applications, less special but more household ones is close, the result is a foregone conclusion – do give cope.

Market of surgical robot has revived. The monopoly in the field of robotic surgery has been clearly unlocked.

There has appeared a rival ALF-X which is going to fill a gap in the field of robotics, the cost of which will not exceed \$ 1 million. This year there are going to be held the first clinical trials of a Canadian robot to operate through one port Titan – SPORT (Single Port Orifice Robotic Technology) – so we keep our fingers crossed for the competition: US company Transenterix in coalition with the Italian SOFAR and Canadian Titan Medical. Besides, we have to admit honestly that progress of Intuitive Surgical arouses admiration and respect – the new da Vinci Xi, the new console, new tools and systems for individual ports largely correspond to the needs reported by surgeons.

Challenges: there is still open an issue of the search for practical and economically viable areas of clinical use and optimization of design solutions. Robots do not have the right sensor technology, they are difficult and expensive to operate. The problem of force feedback and flexible tools– variable rigidity – has not been solved efficiently yet. It will increase significantly the number of beneficiaries of these robotic systems.

Polish robot: the Robin Heart prepared for implementation has a potential to bring a lot of innovative techniques of minimally invasive surgery which are expected by surgeons. The experimental studies conducted on animals and teleoperation attempts proved the effectiveness of developed devices and the accuracy of applied mechatronic solutions. Surgical robots are a chance to introduce new standards of service and surgical assistance for difficult patients to whom current methods are not safe or effective.

Thanks to our experience Poland can be at the forefront of countries producing medical robots. And there is something to fight for because the market of robots used in surgery grew/ has been growing from \$ 3.2 billion in 2014 and will grow to expected 20 billion in 2021r. Robin Heart is expected by doctors and their patients. It is also a chance for our high-tech industry.



I kindly **invite you** to read the new MRR! In it, among other things, the article of outstanding inventor: Tal Galsworthy has developed an innovative technology of an external aortic stent which saved his life (the invention he first tried on himself) and many others. It is a great inspiration for us who are trying to make robots for medical applications. Since the genesis of the robot is related to human, creating devices similar to humans or replacing them. Also the „spare parts”, for example artificial organs, are the part of medical robotics.

To others interested in what a domestic robot should be like I recommend the report on the survey conducted by the students of Medical University of Silesia. Full survey is available on our website – you can download and distribute. We look forward to the collected data, further results will be based on a larger group of patients.

With the ISMR Academy this time we offer a lecture given by a philosopher of ethics at the University of Silesia dr. Mariusz Wojewoda.

Among the proposed papers you will find the reports on haptic devices (interfaces) used to control telemanipulators (and not only), the progress of the team working on the introduction of haptic system for Robin Heart robots, exoskeleton project of elbow, innovation in rehabilitation and endoscopy diagnostic and also studies on medical robots market in the world and ... in China. There is, of course, our report from the conference Medical Robots 2015.

Let the robots be with us! Let them be more efficient and useful for humans!

Therefore, I believe we will meet in early December in Zabrze at the next specialist Medical Robots 2016 conference, but for now I invite you to reading...

Zbigniew Nawrat
President ISMR
Editor of Medical Robotics Reports
Zabrze, December, 2015

Roboty medyczne torują sobie drogę oferując nowe standardy i możliwości diagnostyki, rehabilitacji i terapii. Telemanipulatory chirurgiczne to po prostu czasem jedyna szansa dla wielu pacjentów na przeprowadzenie operacji w sposób niezwykle precyzyjny i bezpieczny. Dzisiaj rynek zdominowany jest przez jedną, amerykańską firmę. Brak konkurencji spowodował nieuzasadniony wzrost kosztów oferowanej aparatury i jej serwisowania. Osiągnięte sukcesy, w tym ponad 500 tys. operacji rocznie, przekonały o skuteczności stosowania robotów w chirurgii. To zabezpiecza tylko 10% zapotrzebowania. Roboty powinny być stosowane co najmniej dla 6 mln pacjentów chirurgii małoinwazyjnej rocznie – bo to korzystne dla pacjenta i systemu opieki medycznej (krótszy czas hospitalizacji, mniej komplikacji pooperacyjnych).

Zainteresowanie robotami rośnie – za wielkimi pieniędzmi wielkich graczy rynkowych jak Google, Ethicon czy Johnson & Johnson – pojawiają się już coraz lepsze roboty. Pies transportowy Boston Dynamics zamienił się w ciągu zaledwie roku w dwunożnego Atlasa – robota o niespotykanej do tej pory autonomii i zachowaniu w zmiennym środowisku. Można by symbolicznie powiedzieć, że w 2015 roboty wstały z kolan! Czas pojawienia się aplikacji mniej wojskowych i specjalnych a bardziej domowych jest już blisko, wynik jest przesądzony – **roboty dadzą sobie radę**.

Rynek robotów chirurgicznych się ożywił. Ruszyło wyraźnie w sprawie odblokowania monopolu w zakresie robotów chirurgicznych.

Pojawił się rywal ALF-X który zamierza wypełnić lukę w zakresie robotów, których koszt nie przekroczy 1 mln dolarów. W tym roku mają odbyć się pierwsze próby kliniczne kanadyjskiego robota do operowania przez jeden otwór Titan – SPORT (Single Port Orifice Robotic Technology) – trzymamy, więc kciuki za konkurencję: firmę amerykańską Transenterix w koalicji z włoskim SOFAR oraz kanadyjskiego Titan Medical. Zresztą uczciwie trzeba przyznać że postępy Intuitive Surgical wzbudzają szacunek – nowy da Vinci Xi, nowa konsola, nowe narzędzia i systemy do pojedynczych portów w znacznej mierze odpowiadają na potrzeby zgłaszane przez chirurgów.

Wyzwania: ciągle otwarte jest zagadnienie poszukiwania praktycznie i ekonomicznie uzasadnionych obszarów klinicznego stosowania i optymalizacja rozwiązań konstrukcyjnych. Roboty nie posiadają właściwej sensoryki, są trudne i drogie w eksploatacji. Nie rozwiązano do tej pory problemu efektywnie sprężenia siłowego i elastycznych narzędzi – zmiennej sztywności – co jeszcze powiększy znacznie liczbę beneficjentów tych systemów robotycznych.

Polski robot: przygotowywany do wdrożenia Robin Heart ma szansę wnieść wiele oczekiwanych przez chirurgów innowacji do techniki prowadzenia operacji mało inwazyjnych. Przeprowadzone badania eksperymentalne na zwierzętach i próby teleoperacji dowiodły skuteczności działania opracowanych urządzeń i słuszności przyjętych rozwiązań mechatronicznych. Roboty chirurgiczne stanowią szansę na wprowadzenie nowych standardów i oferowanie pomocy chirurgicznej pacjentom trudnym, dla których obecnie stosowane metody nie są bezpieczne i wydajne. Dzięki naszym doświadczeniom Polska może być w czołówce krajów produkujących roboty medyczne. A jest o co walczyć bo rynek robotów stosowanych w chirurgii rośnie od 3,2 mld dolarów w 2014 i będzie rósł do, jak się spodziewamy, 20 miliardów w 2021 r. Robin Heart'a oczekują lekarze

i ich pacjenci. To też szansa dla naszego przemysłu wysokich technologii.

Zapraszam do lektury nowego MrR! W nim między innymi artykuł znakomitego wynalazcy: Tal Galsworthy opracował innowacyjną technologię zewnętrznego stentu aortalnego – uratował życie sobie (wynalazek wypróbował najpierw na sobie) i wielu innym. Świetna inspiracja dla nas, którzy próbujemy wprowadzić roboty do zastosowań medycznych. Skoro geneza robota jest związana z człowiekiem, tworzeniem urządzeń podobnych do człowieka lub go zastępujących, również „części zamienne” np. sztuczne narządy zaliczamy do działu robotyki medycznej.

Zainteresowanym jaki powinien być robot domowy polecam raport z badań ankietowych przeprowadzonych przez studentów Śląskiego Uniwersytetu Medycznego. Pełna anketa znajduje się na naszej stronie internetowej – można ją pobrać i rozpowieścić. Czekamy na zebrane dane, które spowodują, że kolejne wyniki będą oparte na większej grupie badanych.

Z naszej Akademii ISMR tym razem proponujemy wykład filozofa etyka z Uniwersytetu Śląskiego dr. Mariusza Wojewody.

Wśród proponowanych prac znajdziecie Państwo raporty dotyczące zadajników ruchu wykorzystywanych do sterowania telemanipulatorami (i nie tylko), postępy zespołu pracującego nad wprowadzeniem zadajników haptycznych dla robotów Robin Heart, projekt egzoskieletu stawu łokciowego, innowacje w rehabilitacji i endoskopii diagnostycznej oraz opracowania dotyczące rynku robotów medycznych na świecie i... w Chinach. Nie zabrakło oczywiście naszego raportu z konferencji Roboty Medyczne 2015.

Niech roboty będą z nami! Niech będą coraz sprawniejsze i użyteczne człowiekowi!

Wierzę, że spotkamy się zatem na początku grudnia w Zabrzu na kolejnej specjalistycznej konferencji Medical Robots 2016, a na razie zapraszam do lektury...

Zbigniew Nawrat

Prezydent ISMR

Redaktor MrR

Zabrze, grudzień 2015

Medical Robotics Reports

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

Wydawca: Międzynarodowe Stowarzyszenie
na rzecz Robotyki Medycznej ISMR

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

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

Dyrektor zarządzający: lek. Dominik Pawliński

DTP: Katarzyna Ciemny

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

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.

The Foundation of Cardiac Surgery Development in Memorial of Zbigniew Religa

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

Institute's researches are performed in four main laboratories:

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

- **Biotechnology Laboratory** focusing on researches on cells culturing technology in relation with heart muscle cells treatment, researches on technologies of cells and tissue culturing in relation with in vitro biological heart components growing.

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

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

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

www.frk.pl



SPIS TREŚCI:

PERSONALISED EXTERNAL AORTIC ROOT SUPPORT: AN ENGINEERING PERSPECTIVE	6
T J Golesworthy	
ROBIN HEART FORCE FEEDBACK/CONTROL SYSTEM BASED ON INCITE SENSORS	10
– PRELIMINARY STUDY	
Kamil Rohr, Péter Fürjes, Łukasz Mucha, János Radó, Krzysztof Lis, Csaba Dücső, Wojciech Sadowski, Peter Foldes, Dariusz Krawczyk, Piotr Krocze, Zbigniew Małota, Gábor Szébenyi, Zbigniew Nawrat	
PROJEKT EGZOSZKIELETU STAWU ŁOKCIOWEGO DO BADAŃ NAD STEROWANIEM	18
Jędrzej Stranz	
INERCYJNY SYSTEM POMIAROWY DO OBIEKTYWNEJ OCENY	24
BIERNEJ PODATNOŚCI KRĘGOSŁUPA NA ROZCIĄGANIE	
Krystian Klimowski, Jacek Staniszewski, Artur Drużdż, Anna Bryl, Piotr Sauer	
NOVEL ROBOTIC SYSTEM FOR REMOTE ULTRASONOGRAPHY	31
– FROM AN IDEA TO THE FIRST PROTOTYPE. PRESENTATION OF THE REMEDI PROJECT.	
Dorota Szczęśniak-Stańczyk	
INTERFEJS UŻYTKOWNIKA ROBOTA – PRZEGLĄD URZĄDZEŃ ZADAWANIA	39
RUCHU SYSTEMÓW STEROWANIA TELEMANIPULATORÓW	
Łukasz Mucha	
POSTĘPY BUDOWY SPECJALNYCH INTERFEJSÓW OPERATORA	49
ROBOTA CHIRURGICZNEGO ROBIN HEART	
Łukasz Mucha, Kamil Rohr, Krzysztof Lis, Krzysztof Lechrich, Paweł Kostka, Wojciech Sadowski, Dariusz Krawczyk, Piotr Krocze, Zbigniew Małota, Zbigniew Nawrat	
ENDOSKOP DO DIAGNOSTYKI JELITA CIENKIEGO – PRZEGLĄD LITERATURY	56
I OBECNIE STOSOWANYCH METOD DIAGNOSTYCZNYCH.	
Ł. Frącczak, L. Podsekowski, A. Kobierska, P. Żak, K. Koter, P. Wróblewski, A. Sawicki	
ROBOT DOMOWY - HOME MEDICAL ROBOT	61
Aleksandra Niemiec, Magdalena Odziomek, , Natalia Oleksik, Elżbieta Otwinowska, Magdalena Pacak, Marta Pajdzik, Hanna Paszkowiak, Aleksandra Szypuła	
REVIEW OF SURGICAL ROBOT DEVELOPMENT IN CHINA	65
Yuwei Zhao	
RYNEK ROBOTÓW MEDYCZNYCH	68
Karolina Krocze	
XIII MEDICAL ROBOTS 2015 INTERNATIONAL CONFERENCE – ZABRZE, POLAND	73
Zbigniew Nawrat	
ETYKA ODPOWIEDZIALNOŚCI A TECHNIKA MEDYCZNA	76
Mariusz Wojewoda	

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 2015 byli wybitni specjaliści robotyki i wielu dziedzin techniki, materiałoznawstwa, biofizyki, medycyny, ekonomii oraz filozofii: Sławomir GRZEGORCZYN (Zabrze), Marek JÓŹWIAK (Poznań), Józef KOZAK (Tuttlingen), Krzysztof MIANOWSKI (Warszawa), SŁAWOMIR MARECIK (Chicago), Stanisław MITURA (Koszalin), Jerzy PACHOLEWICZ (Zabrze), Dominik PAWLIŃSKI (Rzeszów), Pał SOOS (Budapest), Wiesław WÓJCIK (Warszawa)

Personalised External Aortic Root Support: an Engineering Perspective

Artykuł recenzowany

T J GOLESWORTHY
C ENG MEI MRSC,
TECHNICAL
DIRECTOR,
EXTENT LTD,
TEWKESBURY,
UK

Summary

Personalised External Aortic Root Support (PEARS) surgery is now an established surgical approach in the management of aortic dilation in patients with Marfan Syndrome and related congenital conditions in which there is asymptomatic dilation of the aortic root/ascending aorta [1, 2, 3, 4, 5]. In establishing this new surgical approach, a number of engineering issues were successfully addressed by a multidisciplinary team combining surgeons, radiologists and engineers. This paper discusses some of the principal engineering challenges facing the team at the feasibility stage of the project.

INTRODUCTION

Dilation of the proximal aorta is common in several congenital conditions including Marfan Syndrome, Loeys-Dietz Syndrome and Ehlers Danloss Syndrome [6]. Existing surgical options involve the removal of the aortic root (including the sinuses and aortic valve and the proximal section of the ascending aorta to a point close to the proximal side of the Brachiocephalic root) and replacement with a textile tube graft with, either the patient's own aortic valve leaflets re-implanted (Valve Sparing Root Replacement-VSRR), or with a mechanical valve (Total Root Replacement- TRR) [7]. To carry out these existing surgeries the patient must endure the risks associated with Cardio Pulmonary Bypass (CPB) as well as total body cooling and cardiac arrest. Post surgery, TRR mandates life-long anti coagulation therapy, normally with Warfarin, and VSRR incurs a relatively high re-operation rate. It was these imperfections with existing surgical options that motivated the author to conceive of, lead the development of Personalised External Aortic Root Support (PEARS) [8] and volunteer to be the first recipient of an ExoVasc implant. This paper discusses some of the engi-

neering problems that required solution in realising PEARS as a surgical reality.

IMAGING THE AORTA

The first decision to be made, early in the PEARS project, was which image acquisition system was to be used for the feasibility period of the project. Then, as now, the choice was essentially between Magnetic Resonance Imaging (MRI) and X-ray Computer Tomography (CT). Both systems use Computer Aided Tomography to process and present the anatomical images, but MRI uses Nuclear Magnetic Resonance (with Radio Frequency irradiation of the patient) to acquire the images where CT uses X-ray transmission through the patient.

As image resolution for MRI and CT was similar when the PEARS project began, and knowing that some considerable time was going to be required in developing a scanning protocol for PEARS, it was decided that MRI would be the safer option. In the event some 30 patient hours were spent in the CAMRIC CMRI scanner at the Royal Brompton Hospital by the author before an appropriate scanning protocol was finalised [9].

Given that the aortic root/ascending aorta itself is a fairly large structure: typically about 35mm diameter and 100 mm long, the critical imaging resolution was related to the coronary arteries that emerge from the aortic root. Coronary dimensions range widely from about 3mm outside diameter(OD) to about 7 mm OD. Correctly identifying and placing these structures on the aortic model is a critical function as it ensures that the finished implant will not impose pressure on the coronary arteries and compromise coronary blood flow, and it informs the surgeon as to the position of the coronary arteries on the aortic root; a critical step in ensuring the safe mobilisation of the left coronary artery (LCA) prior to implantation of the ExoVasc device. These considerations required a scanner resolution/voxel size (a 3 dimensional pixel also known as a voxel) with at least one scanning plane giving 1-2 mm resolution. This was met during the feasibility stage of PEARS but is now typically exceeded with most industry standard CT scanners in Europe offering a 1 mm x 1 mm x 1 mm (or better) voxel size/scanning resolution.

Scanner resolution aside, the challenges faced in developing the scanning protocol revolved around 2 key areas:

Anatomical movement: – This is a problem facing all cardiac image acquisition for whatever purpose: the heart constantly moves within the pericardium and chest. This can lead to movement artefact in the finished images which can conceal/distort important anatomical/morphological information. Then, as now, cardiac gating was used extensively to acquire image data at the same point in the cardiac cycle, thus eliminating any differences between anatomical shape or dimension between Diastole and Systole, and reducing cardiac movement (and hence movement artefact in the finished images). For PEARS image acquisition, cardiac gating in Ventricular Diastole was settled upon as the most appropriate phase to collect images of the aorta at its “rest” diameter with the aorta relaxed.

Even when cardiac phase corrections are made, there is still potential for a mis-registration of adjacent cardiac images due to breathing movement of the subject. Thus breath-holding was also used in attempts to maximise image quality and minimise movement-artefact in the images acquired and hence a better registration of the entire image set.

Professional perspectives: – through the process of developing the scanning protocol, it became increasingly obvious that the engineers were failing in their attempts to explain to the radiologists exactly what was being attempted and exactly what was required in terms of the images acquired and their orientation with respect to the patient. In part,

this was because the protocol itself was developing so the engineers were constantly having to change their approach and requirements as the limitations of the acquisition process became apparent. The engineers may well have considered that the professional shortcomings were those of the Radiologists but the truth is probably that the two parties have such different perspectives and expectations of the process that it was difficult for both parties to have a unified understanding of what was required. This difficulty in communication prolonged the process of developing the initial scanning protocol.

Subsequent to the feasibility stage of the PEARS project, developments in scanner technology allowed “off-line” image processing that does not require the patient to be in the scanner while anatomically orientated images are acquired. Thus engineers are now able to re-sample the “standard” 3D image sets acquired by radiologists using conventional cardiac gating and breath-holding CT protocols. This both simplifies the process of collecting anatomically orientated images and reduces stress on the patient.

COMPUTER AIDED DESIGN (CAD) MODELLING OF THE AORTA

A number of approaches to the conversion of medical images of the aorta into CAD form were investigated. Given the scanning software available at the time and its limitations, simple stacking of tomographic slices to form a CAD file was possible but produced an unacceptable CAD model (Figure 1).



Figure 1. Early slice-stacked CAD model of the ascending aorta

The scanner workstation available to the PEARS team in 2001 had a limited functionality (compared with current scanners) and so the scanning protocol and CAD approach moved together iteratively as limitations in both CAD routines available and the scanner workstation functionality were accommodated. The result was a bespoke CAD code that relied on anatomically orientated imaging planes to reconstruct the aorta in CAD. This approach has proved remarkably resilient as it is still used in 2016 with only minor revisions to date despite the appearance on the market of “image to CAD” software packages such as the Mimics® suite from Materialise NV. The reconstruction software produces a CAD model that is more than fit for purpose (Figure 2).



Figure 2. Reconstructed CAD model of a Marfanoid Aorta

■ PHYSICAL MODELLING OF THE AORTA

The physical modelling of the aorta, in order to produce a manufacturing former for the finished (textile) implant, simply required the CAD model of the aorta to be converted via additive manufacture. Better known as “Rapid Prototyping” (RP) back in 2001, Additive Manufacture has developed at an increasing pace such that “RP” is now Rapid Manufacture, and better known as “3D Printing” [10]. A number of different RP techniques were tried during the feasibility period of PEARS:

Fused Deposition Modelling (FDM): – easy to access, fairly fast and cheap, but, at that time, offering rather poor resolution and rough surface-finish. The machine to which we had access was also limited in the number of thermo-plastic polymers it could process.

Stereolithography (SLA): – requires a more specialist machine, which is less easy to use, slow and not particularly cheap, but produces very good resolution and a very smooth surface finish.

As the various steps in the manufacturing processes were developed in parallel, it became clear that the manufacturing former was going to have to remain with the implant right up to the operating room. This meant the former had to be able to withstand the steam sterilisation process that the ExoVasc® would have to go through before it could be safely implanted in a patient. This fact then constrained former material and RP technique.

Selective Laser Sintering (SLS): – like SLA requires a specialist machine but is able to use a wide range of thermoplastics, with a resolution/slice thickness of 100µm and with a surface finish that offers sufficient surface friction to retain the textile implant during the manufacturing processes while it conforms to the former’s shape.

SLS became the RP method of choice and, when combined with a medium temperature Nylon, rugged formers can be manufactured easily and quickly with good mechanical and thermal durability allowing them to manage the manufacture and sterilisation processes.



Figure 3. SLS aortic former for PEARS manufacture

■ MANUFACTURING THE SURGICAL IMPLANT

The implant manufacturing process ran in parallel with the former manufacturing development as time was of the essence. 3 different manufacturing approaches were run concurrently until a clear leader took over.

The first method involved 2 dimensional automated embroidery onto a soluble transparent polymer sheet. When the embroidery is complete, the polymer sheet is dissolved away leaving a planar textile structure that will form and lock into the required 3 dimensional structure when formed over an appropriate morphological former produced from the patient’s aorta. This was investigated with a specialist contractor though results were inconclusive as to the technical viability of this approach for the PEARS device.

The second approach was to produce a physical model from patient images and CAD that was pro-

duced with small pores through its wall that would allow the vacuum formation of a free-fibre textile (from a fibre/liquid suspension) conforming to the morphology of the aorta. While this was practical, the pre-eminence of the chosen manufacturing route caused us to stop work on it



Figure 4. Porous former for vacuum formation of fibre-based implant.

The third, and ultimately self-selecting manufacturing method of choice was to produce a knitted textile in PolyEthyleneTeraphthalate (PET) and heat-form it onto the aortic former. This produces a high degree of repeatability and remains the manufacturing process that has been used for all PEARS patients to date. All the manufacturing is carried out in a clean room required to comply with ISO 14644-1 class 7 but which actually complies with ISO class 4.



Figure 5. ExoVasc® textile implant on manufacturing former

CONCLUSIONS

A range of engineering challenges were presented to the PEARS team through the feasibility phase of the project, all of which were satisfactorily resolved. The development and production of the bespoke ExoVasc® implant was required to be “fit for purpose” in terms of anatomical conformity, bio compatibility, sterility and implantability and which is capable of being handled and implanted by conventional surgery. While the engineers in the team may have aspired to a “perfect” implant, this was never going to be achieved, but neither was it going to be required. The clinical results speak for themselves and the engineers “fit for purpose” requirement may echo

the cardiac surgeons’ “perfect is the enemy of good” motto for free hand surgical interventions.

CLINICAL RESULTS

The first PEARS surgery was carried out in 2004 by John Pepper at the Royal Brompton Hospital, London. To date surgery has been completed on 66 patients with a collective total of 271 post operative patient years (as of March 2016). 7 patients have >10 years follow-up, and 24 patients have >5 years follow-up.

PEARS surgery has been used to halt aortic dilation in patients with: Marfan Syndrome, Loeys-Dietz Syndrome, Bicuspid Aortic Valve Disease, Transposition of the Great Arteries (post Aortic Switch Surgery), Tetralogy of Fallot and non-specified familial dilation, and used to prevent dilation of the Pulmonary Autograft in patients undergoing the Ross procedure.

ACKNOWLEDGMENTS

PEARS has been a multi-disciplinary team project including CardioThoracic Surgeons, Radiologists and Engineers. The author would like to acknowledge the contributions of Prof Tom Treasure, Prof John Pepper, Prof Raad Mohiaddin, Dr Michael Rubens, Prof Bob Anderson Dr Warren Thornton and Dr Peter Gibson.

REFERENCES

- [1] *The tailor of Gloucester: a jacket for the Marfan's aorta.* Golesworthy T, Lamperth M, Mohiaddin R, Pepper J, Thornton W, Treasure T. 2004, Lancet, Vol. 364, p. 1582.
- [2] *Manufacturing and placing a bespoke support for the Marfan aortic root: description of the method and technical results and status at one year of the first ten patients.* Pepper J, Golesworthy T, Utley M, Chan J, Ganeshaligan S, Lamperth M, Mohiaddin R, Treasure T. 2010, Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery, Vol. 10, pp. 360-65.
- [3] *External aortic root support for Marfan syndrome: early clinical results in the first 20 recipients with a bespoke implant.* Pepper J, Chan J, Gavino J, Golesworthy T, Mohiaddin R, Treasure T. 2010, Journal of the Royal Society of Medicine, Vol. 103, pp. 370 - 375.
- [4] *Implantation of an individually computer-designed and manufactured external support for the Marfan aortic root.* Pepper J, Petrou M, Rega P, Rosendahl U, Golesworthy T, Treasure T. 2013, Multimedia Manual of Cardio-Thoracic Surgery. mmt004
- [5] *Personalised External Aortic Root Support (PEARS) compared with alternatives for people with life-threatening genetically determined aneurysms of the aortic root.* Treasure T, Pepper J. 2015 Diseases, 3, 2-14; doi:10.3390/diseases3010002
- [6] *Ascending Aortic Dilatation Associated With Bicuspid Aortic Valve Pathophysiology, Molecular Biology, and Clinical Implications* Thomas M. Tadros, MD, MPH; Michael D. Klein, MD; Oz M. Shapira, MD, March 15, 2016, Circulation
- [7] *Early and one-year outcomes of aortic root surgery in Marfan syndrome patients: a prospective, multicenter, comparative study.* Coselli JS, Volguina IR, LeMaire SA, Sundt TM, Connolly HM, Stephens EH, Schaff HV, Milewicz DM, Vricella LA, Dietz HC, Minard CG, Miller C. 2014, Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, Vol 147, pp 1758-66.
- [8] *“Reducing fear and the risk of death in Marfan syndrome: a Chaucerian pilgrimage”*, Tal Golesworthy, Tom Treasure, Michael Lampérth, John Pepper, July/August 2006, The British Journal of Cardiology
- [9] *Medical Image Acquisition for Modelling a Personalised External Aortic Root Support*, T Golesworthy, Jan 2015, Exstent Ltd, Manufacturing Work Instruction
- [10] *A comparison of Rapid Prototyping Technologies*, D T Pham & R S Gault, October 1998, International Journal of Machine Tools and Manufacture, Vol 38, Issues.

Robin Heart Force Feedback/Control System Based on INCITE Sensors – preliminary study

Artykuł recenzowany

KAMIL ROHR¹,
PÉTER FÜRJES²,
LUKASZ MUCHA¹,
JÁNOS RADÓ¹,
KRZYSZTOF LIS¹,
CSABA DÜCSÖ²,
WOJCIECH
SADOWSKI¹,
PETER FOLDES²,
DARIUSZ
KRAWCZYK¹,
PIOTR KROCZEK¹,
ZBIGNIEW
MAŁOTA¹,
GÁBOR SZEBÉNYI³,
AND ZBIGNIEW
NAWRAT¹

¹ Foundation of Cardiac
Surgery Development,
Biocybernetics Laboratory,
Zabrze, Poland (FRK)

² Centre for Energy Research,
Institute of Technical Physics
and Materials Science, Buda-
pest, Hungary, (MTA EK MFA)

³ Budapest University
of Technology and Economics,
Dept. of Polymer Engineering,
Budapest, Hungary (BME)

Key words:
force sensors,
surgical tools,
medical robotics,
force feedback

Streszczenie

Przedmiotem pracy jest wykonanie czujnika siły 3D wg technologii MEMs i zastosowanie go jako mikrodźwistka siłowego do sterowania położeniem robota Robin Heart PVA. Ponieważ robot posiada 5 stopni swobody uruchomienie wszystkich możliwości ruchu jest wykonane przez zastosowanie sprzęgła przełączającego obiekt sterowania. Poprzez odpowiednie naciśnięcie czujnika uzyskujemy możliwość sterowania funkcjami tego sferycznego robota (z różną prędkością): pochylenie do przodu lub w bok lub alternatywnie wsuw/wysuw liniowy i obrót narzędzia wokół osi. Wykonano specjalny projekt umieszczenia czujnika w odpowiednim uchwycie mocowanym do narzędzia chirurgicznego. Wykonano odpowiedni system sterowania z nowym czujnikiem i dokonano porównania ze sterowaniem za pomocą klasycznego pilota.

Abstract

The subject aim of the this work is the investigation studying of applicability of 3D MEMS based force micro-sensors made by 3D MEMSmicromachining technology and use it as micro-joystick to control the position of robot Robin Heart PVA. Since the robot moves with 5 degrees of freedom to run utilise all the possibilities of movement is done available by the use of the switching clutch control object. By pressing the in appropriate mode (way) the sensor provides the ability to control the functions of the spherical robot (at different speeds): to lean forward or sideways or alternatively to penetrate or withdraw withdraw and to rotate of the tool axis is possible. The sensor was fastened in its special of the surgical tool. AnApplicability of appropriate control system equipped with a newthis novel sensor was investigated in and a comparison with to the control using the classic remote control methodswas investigated. Preliminary tests of laparoscope integrated force sensors were also investigated accomplished to provide additional on-line information for the surgeon during operation.

INTRODUCTION

The lack of force feedback is one of the main barrier of the progress of the development and widespread application of the robots in surgery, nevertheless to meet these needs of mechatronic tools and surgical robots is a huge challenge for designers, as the requirements of precise measurement, safety and the durability must be accomplished simultaneously.

The presented research is a part of INCITE (grant #621278), an Eniac Joint Undertaking project co-ordinated by Philips Co. and co-funded by national grants from the Netherlands, Finland, Hungary, France, Ireland, Sweden, Spain, and Poland. A work team formed by researchers from Poland and Hungary (¹Foundation of Cardiac Surgery Development, Biocybernetics Laboratory, Zabrze, Poland, ²Centre for Energy Research, Institute of Technical Physics and Materials Science, Budapest, Hungary, ³ANTE Ltd., Budapest, Hungary, ⁴Budapest University of Technology and Economics, Dept. of Polymer Engineering, Budapest, Hungary) was formed within the INCITE project to find a suitable technological solution for the above mentioned task.

According our additional goals **3D contact force detection** will be also demonstrated in minimal invasive surgery (MIS) as the following functions:

- **force controlled robotic movement just during the operation,**
- *supporting palpation, patients diagnostic information during the operation,*
- *force feedback, strength measurement in the jaws*

We also plan to create a haptic system to provide feedback to the operator for precise control the robot's tools position and action, and monitor the state of the actual tissue touched by the laparoscope.

High-precision and full ergonomic surgical robot control utilising these force sensors and appropriate software/hardware environment enables Robin Heart robot to enter in the market as one of the most innovative surgical tool – more safe for patients and more comfortable for surgeons. It is important to increase the efficacy of the therapy by means of robots. We expect that the development of these crucial elements and functions of surgery robotic systems could be an opportunity to implement a European robot, which have already been widespread accepted in the medical world. We also hope that this development will create new jobs in the high-tech sector.

SYSTEM DEFINITION

This specific surgery robot development was started from the preliminary characterisation of the tools – tissue reaction (mechanical characteristic, force levels for specific operations, dynamic analysis of tools

ABBREVIATIONS

MEMS	– Micro Electro-Mechanical Systems
MIS	– Minimal Invasive Surgery
CVD	– Cardiovascular Diseases
FEM	– Finite Element Method
DRIE	– Deep Reactive Ion Etching
SOI	– Silicon on Insulator
PDMS	– polydimethylsiloxane
PCB	– Printed Circuit Board
ADC	– Analogue-Digital Converter
I2C	– Inter-Integrated Circuit (Philips Semiconductor – NXP)
CAN	– Controller Area Network (Bosch)

work) and person – tool and then man – machine contact (kinematic analysis of surgeon motion).

The main task of the surgical robot module control is the mapping and analysis the movements of the surgeon operator (position / velocity and possibly other physical parameters) and facilitate arm movement by developing appropriate control signals to the actuators. Additional highly desirable feature of the system is a built-in circuit reverse transfer experience to feel the force / touch the person is handling tools.

Currently, the applicability of MEMS 3D force sensors for controlling the robot movements (force joystick) was demonstrated by design and fabrication of appropriate sensor chips and their integration in the laparoscopic handle.

Additionally we could mention the extended applicability of these microscale sensors as “tactile” receptors integrated into the laparoscope tool and provide additional information to the surgeon about the tool-tissue connection from inside the patient's body as presented in Fig. 1. This feeling can help the operator

- to make immediate correcting actions during the operation – cutting, separation, handle and move tissues,
- to care vascular clamping,
- to tie a knot
- to recognise the type of tissue (pathology, calcification)
- to manipulate between different elements of internal organs without the risk of harming neighbouring tissue,

and

- to sense collision of arms / or tools by automatic robot recognition

An appropriate control systems and test beds has been developed at FRK to evaluate these possibilities. Preliminary tests were accomplished to reveal the possible information can be provided by the force / tactile sensors integrated in the laparoscope head.



Figure 1. The representation of the proposed applications of the vectorial force sensor in ROBINHEART Minimal Invasive Surgery robot systems

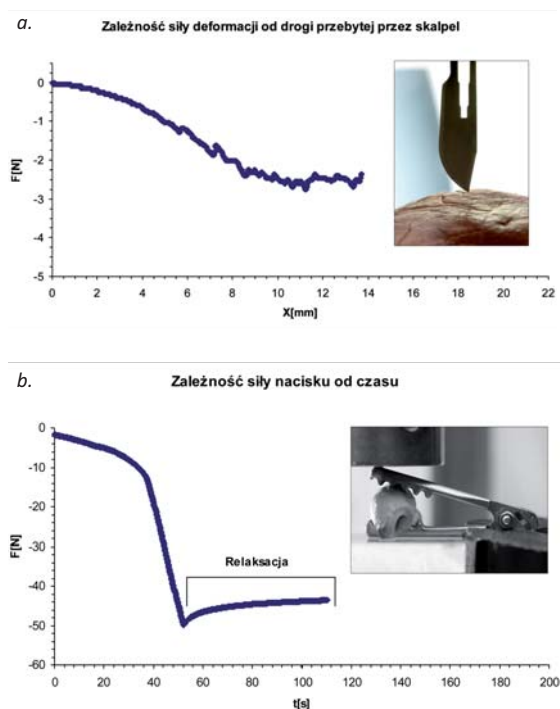


Figure 2. Study of tissue-tools reactions and tools trajectories – first designing phase of surgery robot. Graphs show the applied forces between doctor-blade and skull (a.) and during vessel deformation (b.) in time.

RESULTS

BIOMECHANICAL CONDITIONS IN MIS SURGERY

During the definition phase of functional requirements regarding the MIS robot we analysed the mechanical impacts influenced the applied surgical tools during various activities on tissues. The typical applications are presented in Fig. 2.

As the preliminary results represents, we have to consider lower (0-5 N) force range in case of tactile sensing and tissue recognition, although higher (0-100 N) force range regarding the monitoring grasping of laparoscope tweezers.

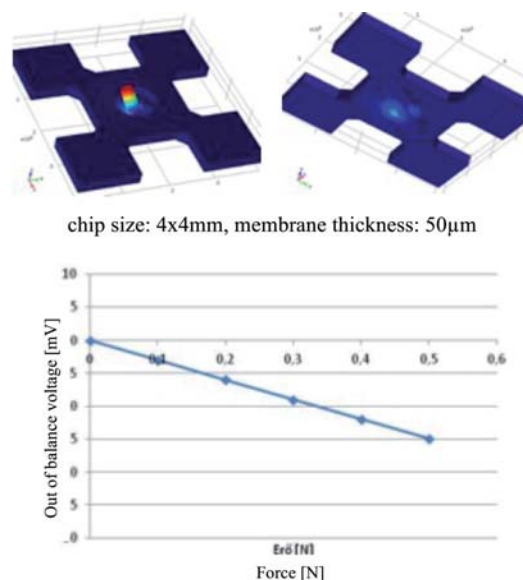


Figure 3. Mechanical and multi-physical modelling of the force sensor structure can predict the functional parameters of the device. Deformation and stress distribution of the embedded piezo-resistors are applicable to deduce the estimated signal vs. applied force function of the force sensor with the applied geometries.

SENSORS DESIGN, FABRICATION AND PACKAGING

On the basis of the preliminary results of MEMS sensor fabrication optimised micromachining technology were established for processing force sensor chips on 4" silicon and borosilicate glasses wafers. The features of the proposed MEMS structures are summarised in Table 1.

For determination the precise geometric parameters (membrane thickness, lateral geometry) and the sensitivity of the embedded piezo-resistors, coupled Finite Element Method based model was

Table 1. Functional and geometric specifications of MEMS based force sensors for MIS applications

0.1.1 Requirement	0.1.2 Specification	0.1.3 ...
0.1.4 Operating force range/direction dependency	0.1.5 0-5N / 3D (tissue recognition) 0.1.6 0-10N / 3D (laparoscope control) 0.1.7 0-100N / 1D (laparoscope tweezers)	0.1.8 The operating range of the specific sensors will be set by the geometric parameters of the structural diaphragm (width, length (or diameter) and thickness).
0.1.9 Transduction principle	0.1.10 piezoresistive readout	0.1.11 Measuring the stress induced signals of the symmetrically arranged four piezoresistors in the deforming membrane.
Geometry 0.1.12 (w x l and 0.1.13 membrane thickness)	0.1.14 max. 2x3mm for the tweezers 0.1.15 max. 4x4mm for the laparoscope control 0.1.16 membrane thickness: 20-100µm	0.1.17 The geometry is defined by the 0.1.18 average form factor of the 0.1.19 laparoscopic tools. The membrane parameters are defined with the aid of FEM modelling considering the targeted detection ranges and sensitivities.
0.1.20 Key materials	0.1.21 SOI Si wafer, Borofloat® glass	
0.1.22 Realisation 0.1.23 technology	key steps: 0.1.24 double side lithography, ion implantation of p+ piezoresistors, DRIE, hybrid wafer bonding,	0.1.25 The process was defined considering the targeted membrane geometry and the required fabrication accuracy.

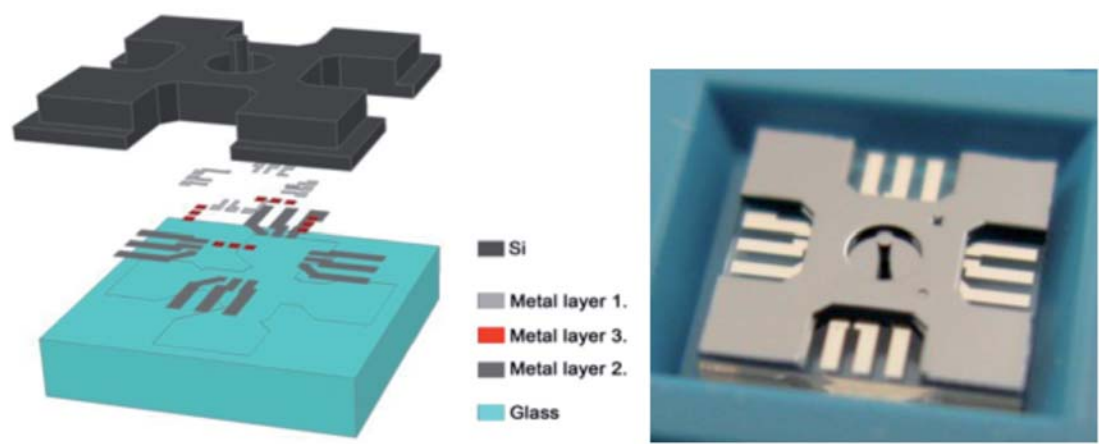


Figure 4. The schematic structure of the 3D force sensor test chip (left) and the manufacture MEMS structure (right).

developed and studied in details. Stress induced deformations and piezoresistive effects as local resistivity change were calculated by Comsol Multiphysics in order to define the output signal of the sensor. The results of the FEM modelling presented in Fig. 3. In case of 900 µm membrane diameter and 50 µm membrane thickness the calculated sensitivity of the sensors is 30 mV/N.

4x4 mm² force sensors (with membrane diameter: 900µm and membrane thickness: 50 µm) were manufactured for actuation of the robotic arm and laparoscopic camera and also for preliminary tests to identify appropriate sensing functions in the laparoscope (see Fig. 3).

Membrane thicknesses of 10 and 50 µm provide sensitivities of 170 and 50 mV/N output voltage of the non-covered sensor for perpendicular load. The

alternative membrane geometry in combination with the variation of the protecting elastomer thickness enables us to select the most appropriate sensors for the targeted functions. Downscaled force sensors are being developed to further integration in laparoscopic heads of surgery robots, as deposition of biocompatible elastic coating technique is also in process. The known effect of the silicon protecting cover results in serious degradation of sensitivity has to be taken into consideration regarding the definition the properties of the selected material and also its geometric variations.

A special packaging was implemented for the imaging laparoscopic camera control device and for preliminary biomechanical tests. As presented in Fig. 5, the force sensor chip was mounted on a dedicated package and covered by a specially shaped

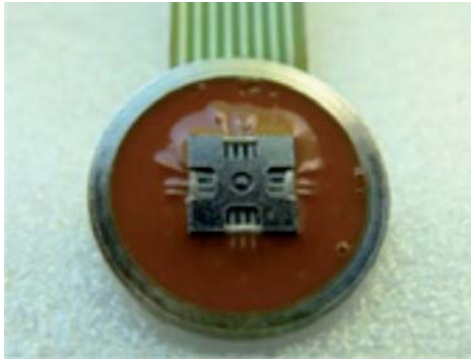


Figure 5. The packaged force sensor for the MIS laparoscopic camera control device mounted on a dedicated flexible PCB and covered by a PDMS cap. The polymer coating is black to eliminate light induced false signals.

flexible polydimethylsiloxane (PDMS) cap. The PDMS cap was coloured to eliminate the photo carrier generation affecting the offset resistance of the integrated piezoresistors.

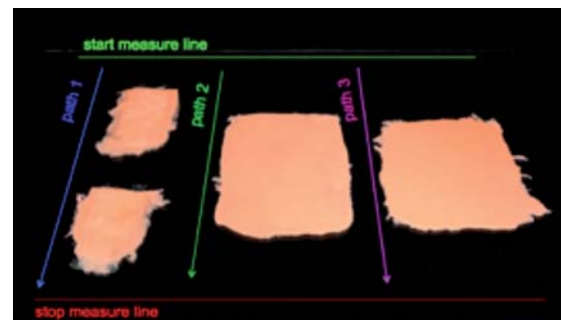
The 3D MEMS force sensor's readout mechanism is based on piezoresistivity changes sensed by division of the reference voltage according to the force applied. The divided voltage signal is then digitalized right at the sensor, the analogue to digital conversion is performed by high-end circuits. The AD converters not only convert the signals related to the force measurement, but temperature sensor signals, which is integrated into the sensor chip also, and the reference voltage level as well. These digitalized data is accessible through I2C protocol bus, however the medical instrument linked to the handle of the surgery robot via CAN-bus communication.

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF TISSUES BY APPLICATION OF MEMS FORCE SENSORS

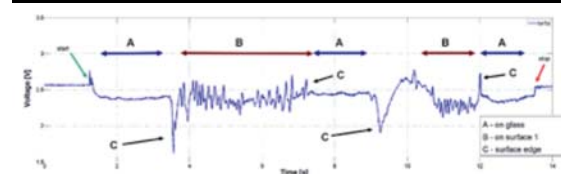
Preliminary force sensing based characterisation of tools-tissue reaction has been performed in FRK Biocybernetics Laboratory. Artificial surfaces with different roughness were tested to identify the accessible information can be revealed from tissue contact measurements. Typical results are shown in the following figures. (Figs. 6.A – 6.D).

Figure 6 clearly presents the applicability of the tactile / force signal for surface roughness recognition of different artificial materials, although the measurement speed could significantly influence the recorded time dependent force graph.

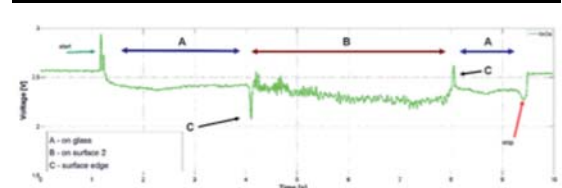
Test were also performed on various surfaces of a pig heart to recognise the mechanical differences between the analysed tissues. Palpable heart surface landmarks can be found by detecting force reaction using equipped by new sensors end of surgical tools. The heart wall is made of 3 layers: epicardium, myocardium and endocardium. Tested tactile sensors allow to recognize the anatomical charac-



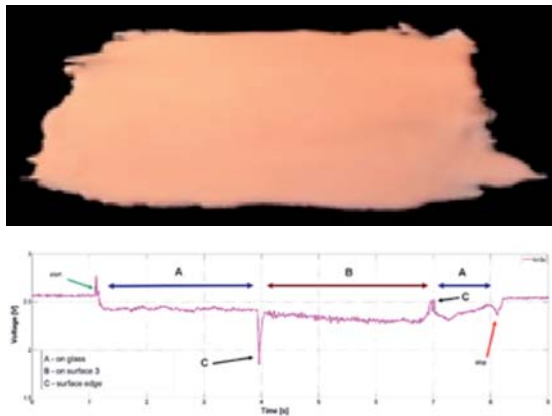
6.A. Measured paths on different surfaces



6.B. Surfaces texture test – path 1



6.C. Surfaces texture test – path 2



6.D. Surfaces texture test – path 3

Figure 6. Sensors were tested to identify various artificial surfaces

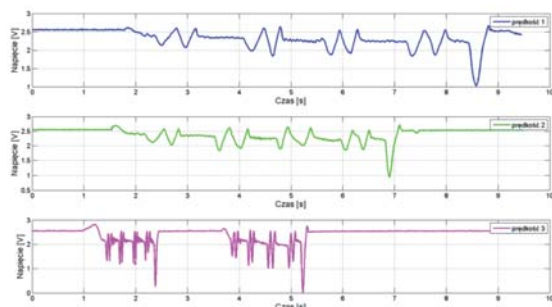


Figure 7. Signal differences when applying various measurement speed over the same sample path

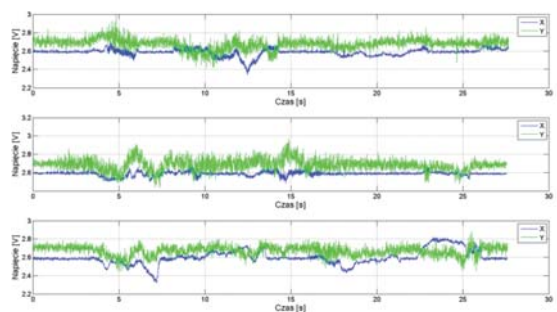
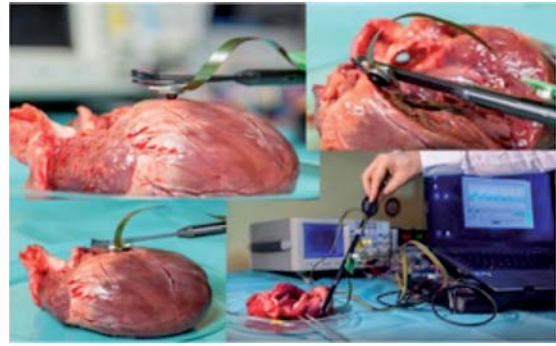


Figure 8. Heart test (pig's heart) – results

teristics of the surface of the heart; right atrium, left atrium, right ventricle, and left ventricle, coronary artery but above all to assess the altered elastic properties of the heart wall as infarction, inflammatory, neoplastic and the location of calcification.

CONTROLLING THE POSITION/MOVEMENTS OF ROBOT

Robot control tests

The preliminary version of the imaging camera control system was constructed in the FRK's Laboratory by integration of the dedicated 4x4 mm² 3D force sensor chip into the laparoscopic tool, as presented in Fig. 9. Functionality was demonstrated by driving a simple robotic arm dedicated as imaging camera console during minimal invasive surgery robotic interventions.

CONCLUSION

Actually, our work was focused on the preliminary definition of the biomechanical effects present during surgical operations. According to the results force sensors were designed and manufactured by 3D Silicon micromachining technology. The functionality of the proposed MEMS sensors were simulated by FEM modelling and characterised experimentally. The sensitivity of the manufactured piezoresistive force sensors were measured as 170 and 50 mV/N. The force sensors were assembled on flexible PCB and their application for control controlling Robin Heart Vision camera was proved. Force and tactile



Figure 9. The assembly of the manufactured force sensors onto the endoscopic tools of Robin Heart Vision robot for controlling motion/position/orientation.

measurements were also accomplished on artificial and real animal tissues to evaluate the applicability of the sensors for biomechanical screening during MIS surgery.

As presented in this paper FRK focused on FORCE FEEDBACK & ERGONOMIC CONTROL of surgical Robin Heart robot supported by the MEMS 3D force sensor of MTA EK MFA, visioning the following three applications:

- as a touch sensor in the front part of the tool giving surgeon the opportunity to palpation, evaluation of touch operations in the area of tissue
- as a tool holder sensor giving surgeon the opportunity to assess the range of force of tissue clamp (reducing the risk of destruction), measuring the strength of the manipulation (e.g. measuring the force when engaging in a surgical knot) and forces capture surgical needles or other technical element used during operation
- as a sensor of interface robot control system, operating in force control mode, giving the surgeon a chance to control the position of the endoscopic vision system using a robot Robin Heart Vision

during classical operations using laparoscopic tools (mini joystick mounted in the handle tools or mini remote control).

■ ACKNOWLEDGEMENT

This work was done in the frame of the ENIAC “IN-CITE” project No.621278 partially financed by the (Hungarian) National Research, Development and Innovation Fund (NKFIA) via NEMZ_12-1-2014-0005 grant. Gábor Szabéni acknowledges the financial support received through János Bolyai Scholarship of the Hungarian Academy of Sciences. Special thanks to Mr Attila Nagy for his help in assembly of devices.

■ REFERENCES

- [1] Z. Nawrat, State of the art in medical robotics in Poland: Development of the Robin Heart and other robots, *Expert Rev. Med. Devices* 9(4), 353–359 (2012)
- [2] T. Kárpáti, A. E. Pap, Gy. Radnóczy, B. Beke, I. Bárony, P. Fürjes, Reliable aluminum contact formation by electrostatic bonding, *J. Micromech. Microeng.* 25 075009 (8pp), 2015, DOI:10.1088/0960-1317/25/7/075009
- [2] J. Radó, Cs. Dücső, G. Battistig, G. Szabéni, Z. Nawrat, K. Rohr and P. Fürjes, Bio-compatible packaging of vectorial micro force sensors applied in laparoscopic surgery robots, *Proceedings of the 18th Symposium on Design, Test, Integration & Packaging of MEMS and MOEMS*, Budapest 2016

REKLAMA



Professional 3D Printers

www.3dgence.com



Projekt egzozszkieletu stawu łokciowego do badań nad sterowaniem

Artykuł recenzowany

JĘDRZEJ STRANZ
PROMOTOR:
MARCIN PELIC

Politechnika Poznańska,
Wydział Budowy Maszyn
i Zarządzania
Poznań, Poland
jedrzejstranz@gmail.com

Key words:
exoskeleton,
powered orthosis,
EMG,
biomechanics

Abstract

A powered orthosis of an elbow joint was developed. The orthosis, or exoskeleton, can augment movements of human upper limb, working in parallel to its muscles. This technology is being intensively developed in recent years, giving hope to stroke patients, elders, and manual workers. The comparison of available drive units was performed. Special attention was paid to optimisation with regard to criteria of low mass, dimensions, and device's cost. The frame was shaped from aluminum profiles. A brushed DC motor has been used for a drive unit, connected to a planetary gear, custom bevel gear, and toothed belt gear. Greater wheel of the belt gear is fixed to a forearm part of the orthosis. The device features: EMG for biceps and triceps, encoder, strain gauge system, and current sensor, to allow for future research on controlling algorithms. Obtained preliminary results show possibility of effective and precise augmentation of human muscles.

WSTĘP

W ostatnim dziesięcioleciu nastąpił dynamiczny rozwój rewolucyjnych technologii mogących pomóc osobom niepełnosprawnym fizycznie. Wymienić tu można inżynierię tkankową, transplantologię, implantologię, funkcjonalną stymulację elektryczną, nowoczesne wózki inwalidzkie i pionizatory. Postęp w dziedzinach biomechaniki i robotyki umożliwił również powstanie zupełnie nowej grupy urządzeń – ortez z napędem, nazywanych również egzozszkieletami wspomagającymi lub urządzeniami biomechanicznymi [1, 2]. Są one często zaliczane do robotów (tzw. robotyka noszona, ang. *wearable robotics* [3]), chociaż poszczególne konstrukcje znacząco różnią się stopniem autonomii. Ich przeznaczeniem jest wspomaganie lub zastępowanie funkcji układu mięśniowego kończyn człowieka, przy czym kończyny te nie są amputowane, a jedynie niesprawne.

Celem tej pracy była budowa modelu ortozy stawu łokciowego z napędem elektrycznym. Przeprowadzono analizę wariantów układu napędowego,

z uwzględnieniem zagadnień ergonomii i biomechaniki. Układ napędowy składa się ze szczotkowego silnika prądu stałego, przekładni planetarnej, kątowej, oraz pasowej. Przewidziano możliwość przeprowadzania dalszych badań nad algorytmami sterującymi. W tym celu wyposażono ortezę w elektromiografy bicepsa i tricepsa, czujnik kąta zgięcia łokcia, układ pomiaru siły oraz czujnik natężenia prądu w silniku.

Artykuł jest skonstruowany w następujący sposób. W rozdziale *BIOMECHATRONIKA* przedstawiono tematykę rodziny urządzeń, do której zalicza się konstrukcja przedstawiona w pracy. Rozdział *ZAGADNIENIA TECHNICZNE* opisuje wyzwania techniczne z nimi związane, natomiast w rozdziale *PROJEKT* zaprezentowano budowę zaprojektowanego egzozszkieletu. W ostatnim rozdziale przedstawiono wnioski z pracy.

BIOMECHATRONIKA

Ortezy z napędem najczęściej są konstruowane z przeznaczeniem dla osób z niedowładem kończyn,

np. na skutek wylewu krwi do mózgu, lub całkowitym ich paraliżem. Istnieją różne stopnie zaawansowania takich urządzeń, od stosunkowo prostych, po konstrukcje, które umożliwiają osobom z przerwanym rdzeniem kręgowym poruszanie całymi nogami i chodzenie. Te zaawansowane urządzenia nazywane są egzoszkielecikami wspomaganyimi [4, 5]. Potencjalną przeszkodą dla zastosowania napędzanych ortez jest spastyczność chorej kończyny, czyli trwałe i niekontrolowane napięcie mięśni.

Należy zwrócić uwagę, że chociaż praca ta dotyczy konstrukcji medycznych, to pojęcie egzoszkieleliku odnosi się również do urządzeń o identycznej zasadzie działania, jednak w zastosowaniach militarnych [6], transportowych czy przemysłowych [7]. Ze względu na liczne podobieństwa, przykłady takich urządzeń również zostały wymienione.

■ ZAGADNIENIA TECHNICZNE

Orteza z napędem składa się z następujących podsystemów:

- ramy nośnej
- układu napędowego
- źródła energii
- układu sterowania
- zabezpieczenia

Poszczególne podsystemy spełniają dane funkcje w pracy urządzenia, przy czym każda z nich może być realizowana przy pomocy różnych rozwiązań technicznych. Wynika stąd duża różnorodność konfiguracji tych urządzeń, z których każda ma swoje zalety i wady. Niektóre z zagadnień zostały szerzej omówione poniżej.

RAMA NOŚNA

Jak każda konstrukcja mechatroniczna, tak i orteza z napędem wymaga sztywnej, wytrzymałej ramy nośnej, na której mogą zostać zamocowane pozostałe elementy, szczególnie napęd i źródło energii. Jednak ze względu na mobilny charakter urządzenia, bardzo korzystny jest wybór materiału o wysokim stosunku wytrzymałości do masy. Drugim istotnym parametrem jest objętość ramy – zbyt duże wymiary urządzenia będą ograniczały jego funkcjonalność. Z tego powodu należy dążyć do konstrukcji nie tylko lekkiej, ale również zwartej. Jak w każdym urządzeniu, również tutaj nieodzownym czynnikiem są kwestie ekonomiczne. Z wymienionych powodów, najczęściej wykorzystywane jest aluminium, tytan oraz laminaty.

NAPĘDY URZĄDZEŃ BIOMECHATRONICZNYCH

Dobór odpowiedniego napędu jest zagadnieniem złożonym, a jednocześnie kluczowym w optymalizacji całej konstrukcji pod kątem masy oraz czasu pracy. Mobilność urządzenia ortotronicznego nadaje wysoki priorytet niewielkiej masie wszystkich

podzespołów napędu oraz źródła energii. Równie ważna jest sprawność energetyczna układu.

Najczęściej stosowanym napędem jest napęd elektryczny [4, 5, 7, 8, 9]. Silniki elektryczne cechuje przede wszystkim możliwość bardzo precyzyjnego i dynamicznego sterowania, szczególnie gdy są używane w systemach serwonapędowych pracujących w zamkniętej pętli sterowania. Do ich ważnych zalet należą również sprawność energetyczna, czystość i stosunkowo niska emisja hałasu.

Rzadziej stosuje się siłowniki hydrauliczne czy pneumatyczne, chociaż istniejące projekty osiągają bardzo obiecujące wyniki [10]. Ich podstawową zaletą jest dużo wyższy stosunek mocy do masy i mocy do objętości w porównaniu do napędów elektrycznych. Do wad należą przede wszystkim wyższa cena oraz trudniejsze sterowanie, m.in. z powodu zmiennych parametrów pracy w zależności od temperatury. W układach hydraulicznych trudno uniknąć przeciekania oleju, zaś w pneumatycznych – wysokiego poziomu hałasu.

ERGONOMIA

Podczas projektowania każdego robota przenośnego, kluczowymi cechami konstrukcji jest wystarczająca moc, długi czas pracy, energooszczędność i inne parametry napędu i zasilania. Tym, co odróżnia robotykę noszoną jest zagadnienie ergonomii, czyli dopasowania urządzenia do ciała człowieka, w celu zapewnienia efektywności, komfortu i bezpieczeństwa użytkownika. Parametry istotne z tego punktu widzenia zostały omówione poniżej.

Masa i moment bezwładności

Ortezy z napędem pojedynczych stawów najczęściej muszą być dźwigane przez użytkownika, dlatego zbyt duży ciężar stanowi istotne ograniczenie ich stosowania. Poza łączną masą konstrukcji, istotne dla komfortu użytkownika jest również rozmieszczenie poszczególnych podzespołów. Przykładowo, dla ortozy stawu łokciowego, umieszczenie napędu jak najbliżej stawu barkowego zmniejsza moment bezwładności konstrukcji, dzięki czemu użytkownik nie musi wkładać tyle wysiłku w poruszanie ramieniem z ortezą. W większych konstrukcjach, np. egzoszkielecikach kończyn dolnych lub dolnych i górnych, często próbuje się umieścić jak największą masę podzespołów w części przylegającej do pleców, szczególnie źródło energii (akumulator).

Wymiary

Optymalizacja rozmieszczenia podzespołów jest również istotna ze względu na wymiary urządzenia. Bardzo duża liczba stopni swobody ciała ludzkiego pozostawia niewiele przestrzeni bezkolizyjnej, w której można umieścić napęd. Należy również wziąć pod uwagę interakcję człowieka z otoczeniem

– duża szerokość egzozszkieletu będzie utrudniać przechodzenie przez drzwi, a napęd umieszczony z tyłu ud uniemożliwi siadanie. Również projektowanie ramy nośnej wymaga wzięcia pod uwagę całego ciała. Przykładowo, orteza stawu łokciowego może mieć przegub po jednej lub obu stronach ramienia. W drugim przypadku, znacząco zwiększa to sztywność konstrukcji, jednak rama nośna może wówczas powodować otarcia na boku talii.

Stabilność mocowania do ciała

Szczególnie w przypadku ortez z napędem jednego stawu, stabilne przymocowanie urządzenia do ciała nie jest łatwe, a konieczne do prawidłowego działania. Najczęściej stosuje się w tym celu pasy, jednak ich mocne zaciśnięcie na skórze utrudnia krążenie krwi, uniemożliwiając prawidłowe użytkowanie. W przypadku urządzeń o większej liczbie członów mechanicznych i stopni swobody, np. ortezy barku, łokcia i nadgarstka, urządzenie w pewnym stopniu samoistnie dopasowuje się do ciała.

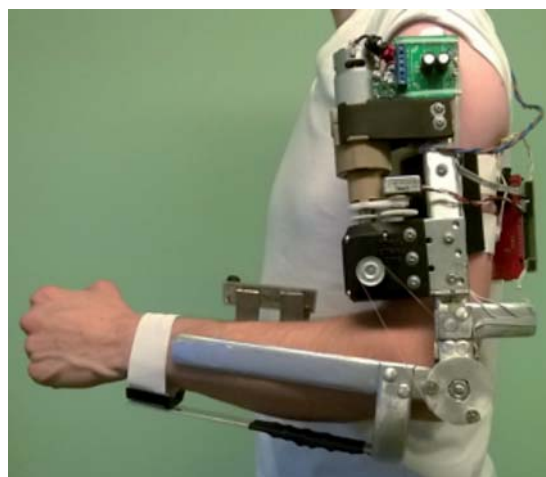
PROJEKT

Pierwszym etapem pracy było wyznaczenie oczekiwanych parametrów urządzenia. W celu ich określenia, posłużono się systemem *motion capture* ludzkiego ciała BTS Smart. Z przykładowych pomiarów dokonanych podczas codziennych czynności wynika, że np. podczas swobodnego sięgania po przedmiot, w stawie łokciowym występują prędkości kątowe rzędu $120^\circ/\text{s}$ oraz przyspieszenia do $600^\circ/\text{s}^2$. Stwierdzono, że urządzenie powinno osiągać przyspieszenie kątowe nie mniejsze niż $300^\circ/\text{s}^2$ z obciążeniem na dłoni 20 N oraz prędkość bez obciążenia 40 obr/min. Przy przedramieniu prostopadłym do kierunku siły ciężkości, oznacza to wypadkowy moment ciążowy w stawie wynoszący 10 Nm.

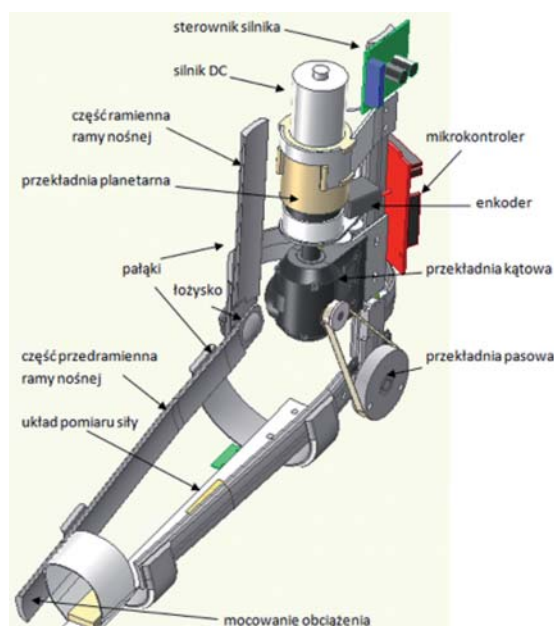
W celu minimalizacji kosztów, starano się wybierać rozwiązania ekonomiczne, szczególnie w kwestii napędu oraz ramy nośnej. Z tego powodu masa urządzenia jest zawyżona. Zachowano jednak odpowiednią sztywność ramy nośnej. Podjęto również próbę zoptymalizowania rozmieszczenia podzespołów pod kątem wymiarów urządzenia, aby nie ograniczać ruchów użytkownika. Gotowe urządzenie widoczne jest na rysunku 1.

RAMA NOŚNA, ROZMIESZCZENIE ELEMENTÓW

Rama nośna została wykonana z profili ze stopu aluminium PA11 o szerokość 24 mm i grubości 4 mm. Materiał ten cechuje dobry stosunek wytrzymałości do masy, nadaje się do obróbki skrawaniem (wiercenie i gwintowanie) oraz plastycznej. Połączenia między profilami zostały wykonane przy pomocy aluminiowych nitów. Mocowania wymagające większej wytrzymałości, przede wszystkim napędu i obciążenia, zostały wykonane z blachy stalowej.



Rys. 1. Egzozszkielet na ramieniu użytkownika

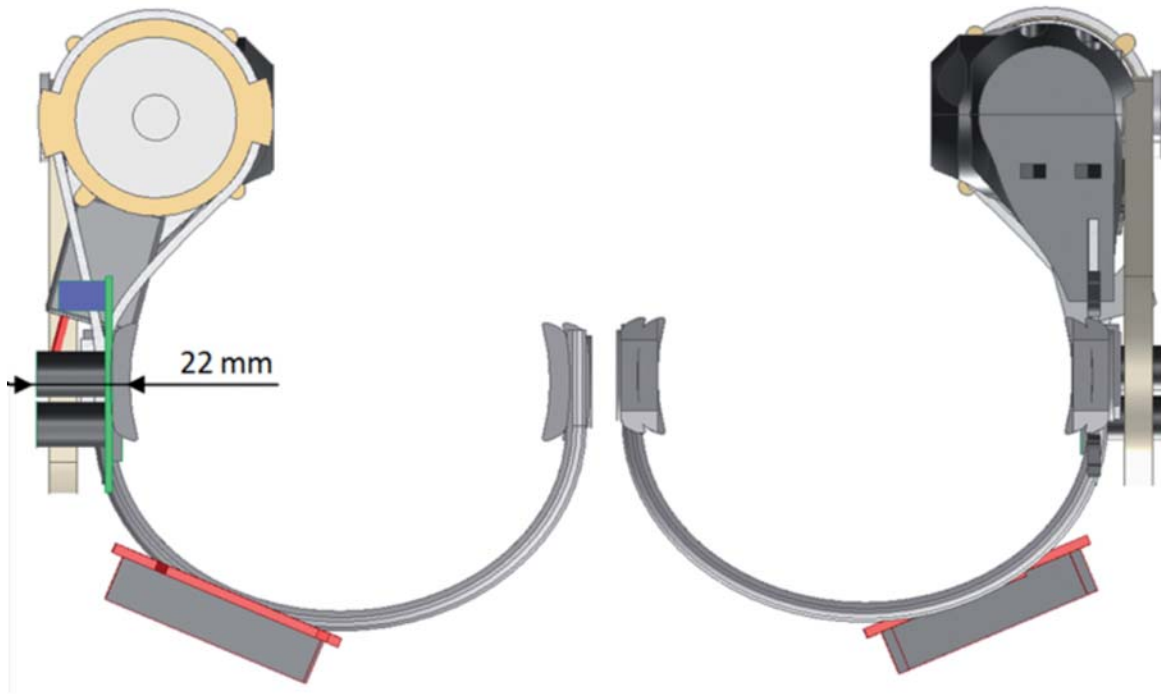


Rys. 2. Wizualizacja projektu egzozszkieletu.

Elementy mocowania do ciała ukryte dla przejrzystości

Rama składa się z części ramiennej, do której przymocowany jest układ napędowy i większość układu sterowania oraz części przedramiennej, na której znajduje się mocowanie obciążenia (rys. 2). Są one połączone ze sobą za pomocą łożysk ślizgowych. Profile ramy nośnej znajdują się po obu stronach kończyny i są połączone ze sobą półokrągłymi pałkami wygiętymi z profili. Znacząco zwiększa to sztywność konstrukcji w porównaniu do ramy znajdującej się po jednej stronie ramienia.

Podczas projektowania duży nacisk został położony na ergonomiczne rozmieszczenie podzespołów ortezy. Zespół silnika z reduktorem i sprzęgłem był zbyt długi, aby umieścić go równolegle do osi łokcia. Z tego powodu zamocowano go wzdłuż ramienia, przenosząc moc przez przekładnię kątową oraz pasową. Umożliwiło to



Rys. 3. Projekt egzozoskieletu, widok na część ramienną, z góry oraz z dołu. Część przedramienna i elementy mocowania do ciała ukryte dla przejrzystości

użycie ekonomicznego silnika DC, a jednocześnie uzyskano zakres ruchu kończyny o wartości 120° oraz szerokość od ramienia nie przekraczającą 22 mm (rys. 3).

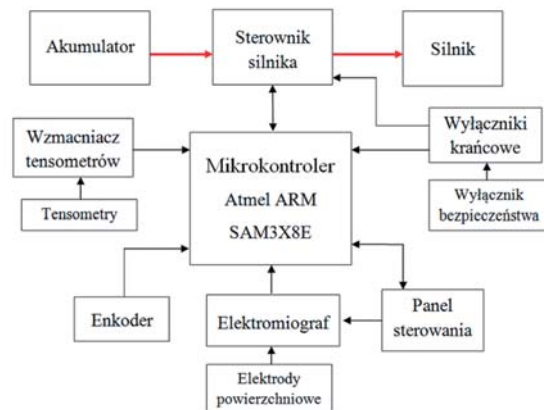
NAPĘD

Napęd zaprojektowanej ortozy oparty jest na szczotkowym silniku prądu stałego. Jest on połączony z przekładnią planetarną o przełożeniu 33:1. Zespół ten charakteryzuje się dużymi wymiarami oraz masą w porównaniu do silników wysokiej jakości, ma również luz rzędu 3° , jest jednak rozwiązaniem ekonomicznym i wystarczającym do tej pracy. Rozważany był również silnik BLDC, jednak konieczność użycia specjalnego sterownika oraz wysoka cena nie były adekwatne do jego zalet.

Za sprzęgłem znajduje się zębata przekładnia kątowa o przełożeniu równym 1:1. Użyto kół zębatach z przekładni kątowej wkrętarki, zmieniając jednak wałki oraz łożyska ślizgowe. Zaprojektowana została również obudowa, wyprodukowana w technice druku 3D z poliamidu. Wszystkie te modyfikacje miały na celu uzyskanie przekładni o tych samych parametrach, co oryginalna, jednak znacznie bardziej kompaktowej i dostosowanej do tego urządzenia.

Moment napędowy z przekładni kątowej jest przekazywany do przekładni pasowej zębatej z przełożeniem 3:1. Większe koło przekładni zamontowano do części ruchomej ortozy, w osi stawu łokciowego

Do silnika zostały dolutowane kondensatory ceramiczne o pojemności 100 nF: po jednym między



Rys. 4. Uproszczony schemat blokowy układów sterowania i zasilania. Kolorem czerwonym zaznaczono przekazywanie mocy, a czarnym sygnału.

każdym złączem a obudową, oraz jeden pomiędzy złączami. Przewody silnika nawinięto również na rdzenie ferrytowe. Oba te zabiegi miały na celu zmniejszenie zakłóceń elektromagnetycznych generowanych przez silnik. Jest to istotne dla pracy elektromiografu.

UKŁAD STEROWANIA

Na rysunku 4 przedstawiono diagram połączeń pomiędzy poszczególnymi komponentami ortozy. Centrum sterowania stanowi mikrokontroler Atmel ARM SAM3X8E, którego program analizuje dane z sensorów oraz steruje silnikiem poprzez sterownik.

Jako interfejs służy panel sterowania. Możliwa jest również przewodowa komunikacja z komputerem. Dodatkowymi elementami zapewniającymi bezpieczeństwo są wyłączniki krańcowe oraz wyłącznik bezpieczeństwa.

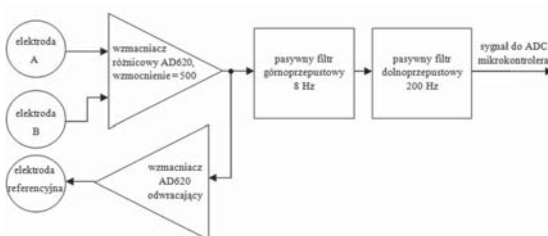
Układ pomiaru siły

W celu detekcji ruchu przedramienia użytkownika, do ramy nośnej przymocowany został płaskownik aluminiowy z naklejonymi dwoma tensometrami foliowymi, od góry oraz od dołu. Drugi koniec płaskownika połączony jest z nadgarstkiem za pomocą elastycznej taśmy. Siła przyłożona w tym miejscu powoduje ugięcie płaskownika i powstanie odkształceń tensometrów, które zmieniają ich rezystancję elektryczną. Pośrednio jest ona mierzona za pomocą układu HX711 – 24-bitowego konwertera analogowo-cyfrowego (ADC).

Elektromiograf

Elektromiografia jest metodą pomiaru aktywności elektrycznej mięśni, która jest proporcjonalna do siły z jaką człowiek je napina. W efekcie skurczu, między dwoma punktami wzdłuż pobudzonego włókna powstaje sygnał elektryczny, w formie serii wyładowań. Ich częstotliwość zmienia się w sposób nieprzewidywalny, zazwyczaj znajduje się jednak w zakresie 20-150 Hz [12]. Połączenie elektryczne z ciałem realizuje się za pomocą elektrod powierzchniowych. Wówczas różnicowy sygnał użyteczny ma typową wartość ± 2 mV, a sygnał wspólny, pochodzący głównie z zakłóceń elektromagnetycznych: 2 V. Z tego powodu, konieczne jest stosowanie wzmacniaczy różnicowych o współczynniku tłumienia sygnału wspólnego CMMR co najmniej 120 dB. Często dodatkowo sygnał wspólny z elektrod jest odwracany za pomocą wzmacniacza operacyjnego i przekazywany do elektrody odniesienia na ciele. Powoduje to dalsze wytłumienie sygnału wspólnego.

Układ elektromiografu został zaprojektowany specjalnie do tej pracy – uproszczony schemat jest przedstawiony na rysunku 5. Jest on oparty na wzmacniaczu instrumentalnym AD620 o współczynniku CMRR wynoszącym 130 dB. Wzmocniony i odfiltrowany sygnał jest przekazywany do 12-bitowego ADC mikrokontrolera.



Rys. 5. Uproszczony schemat układu elektromiografu

W wykonanym urządzeniu zastosowano elektrody powierzchniowe z tzw. elektrolitem suchym, w formie żelu. Zapewnia on dobre przewodnictwo elektryczne przy niewielkiej kłopotliwości stosowania.

Enkoder

Wypożyczenie orczy w czujnik położenia kątownego pozwoliło sterować jej napędem w zamkniętej pętli. Zastosowano magnetyczny enkoder inkrementalny firmy Copal, o rozdzielczości 1° . Enkoder odczytuje położenie kątowe części ruchomej orczy z rozdzielczością 360 impulsów na obrót, co po uwzględnieniu kwadratury daje rozdzielczość 0,5 stopnia kątowego.

Sterownik silnika z czujnikiem natężenia prądu

Sterowanie silnikiem DC odbywa się za pomocą sterownika opartego na scalonym mostku H typu VNH2SP30. Umożliwia on sterowanie napięciem na silniku oraz ustawienie kierunku obrotu. Prąd na uzwojeniu jest regulowany za pomocą PWM o częstotliwości nośnej do 20 kHz. Wartość ta znajduje się na granicy zakresu słyszalności człowieka, dzięki czemu napęd pracuje znacznie ciszej, niż np. przy częstotliwości rzędu 2 kHz. W układ scalony został wbudowany czujnik natężenia prądu.

Panel sterowania

Aby ułatwić użytkowanie i badania pracy orczy, został zaprojektowany panel sterowania, umieszczony na przedramieniu, z łatwym dostępem wolnej ręki. Panel jest wyposażony w sygnalizujące diody LED, przyciski monostabilne oraz emiter dźwięku. Wszystkie te elementy są podłączone do mikrokontrolera i ich funkcja może być dowolnie nadana w programie.

BEZPIECZEŃSTWO

W celu zapewnienia bezpiecznego użytkowania orczy, zastosowano kilka rozwiązań mechanicznych i elektrycznych.

Aby zapobiec przekroczeniu naturalnej ruchomości stawu łokciowego przez napęd orczy, zastosowano ograniczniki mechaniczne. Są one zrealizowane przez stalowe śruby przymocowane do większego koła pasowego.

Przekładnia pasowa pełni funkcję sprzęgła ograniczającego. Przy przekroczeniu maksymalnego momentu siły, wykorzystany poliuretanowy pasek zębaty ślizga się po mniejszym kole. Wartość tego momentu zależy od naciągu paska, który jest regulowany przez zmianę dystansu między kołami za pomocą śrub.

Urządzenie wyposażono w wyłączniki krańcowe oraz wyłącznik awaryjny typu „grzybek”. Są one bezpośrednio połączone ze sterownikiem silnika w taki sposób, iż rozłączanie napędu następuje niezależ-

nie od mikrokontrolera. Zastosowano również szereg zabezpieczeń programowych, jak ograniczenie maksymalnego napięcia na silniku, prądu na silniku, prędkości kątowej ortezy.

■ BADANIA DOŚWIADCZALNE

Egzoszkielec został poddany testom mającym na celu sprawdzenie, czy projekt działa zgodnie z założeniami konstrukcyjnymi. Zależnie od testowanego parametru bądź funkcjonalności, warunki badania były różne.

Urządzenie przytwierdzono do stołu za część ramienną ramy nośnej w celu przetestowania działania napędu. Sterowanie odbywało się z zastosowaniem wbudowanych podzespołów. Napisano program realizujący sterowanie prędkością z użyciem regulatora proporcjonalnego. Wartość wejściowa regulatora prędkości była zadawana na trzy sposoby:

- przez polecenia wprowadzane przez użytkownika do komputera;
- proporcjonalnie do średniej kroczącej sygnału z układu pomiaru nacisku. Nacisk na czujnik był wywierany przez osobę przeprowadzającą doświadczenie;
- proporcjonalnie do różnicy sygnałów EMG z bicepsa i tricepsa osoby przeprowadzającej doświadczenie.

Dane z czujników były przesyłane w czasie rzeczywistym do komputera i zapisywane w celu dalszej analizy. Doświadczenie przeprowadzono bez obciążenia na części przedramiennej, oraz z obciążeniem o masie 0,5 kg.

Egzoszkielec poddano badaniom również na ramieniu człowieka. Po rozłączeniu napędu przetestowano w jakim stopniu ciężar urządzenia i jego wymiary są dokuczliwe dla użytkownika. Sprawdzono również ewentualny wpływ umieszczenia egzoszkielec na ciele na odczyty z elektromiografu.

■ WNIOSKI

Rama nośna oraz napęd ortezy okazały się działać prawidłowo. Luz napędu nie jest odczuwalny w czasie użytkowania, ponieważ praktycznie zawsze obciążenie ma ten sam zwrot, zgodny z siłą ciężkości – nawet w czasie opuszczania ramienia. Masa urządzenia nie powoduje szybkiego zmęczenia użytkownika.

Możliwym sposobem na zmniejszenie masy i wymiarów urządzenia jest wykonanie ramy nośnej częściowo z profili aluminiowych, a częściowo z laminatu. Korzystna byłaby również wymiana silnika na silnik BLDC. Istnieją również silniki szczotkowe wyższej jakości od użytego w tej pracy, z magnesami neodymowymi.

Rozdzielczość oraz częstotliwość próbkowania układu pomiaru siły są wystarczające, aby efektywnie sterować silnikiem. Rezystory z układu mostka Wheatstone'a są jednak bardzo wrażliwe na zmiany temperatury – dotknięcie ich do ciała powoduje nagłą zmianę odczytu. Zastosowanie doraźnej izolacji termicznej znacząco poprawiło stabilność pomiaru.

Układ elektromiografu działa poprawnie. Zastosowane filtry pasywne okazały się wystarczające, a stopień złożoności układu jest dużo mniejszy, niż gdyby wykorzystać filtry aktywne. Zdarza się jednak spontaniczne wejście w stan nasycenia. Istnieją bardziej zaawansowane układy EMG, z wielostopniowymi wzmacniaczami sygnału. Prawdopodobnie ich użycie zapewniłoby znacznie lepsze parametry pracy.

Kontynuowana będzie praca nad sterowaniem egzoszkieletem. Sprawdzona będzie skuteczność różnych strategii kontroli, przy użyciu regulatorów typu P, PD, PID. Przetestowane zostanie sterowanie z użyciem samego EMG, samego układu pomiaru siły oraz kombinowane.

* Artykuł stanowi część pracy magisterskiej wykonanej pod kierunkiem promotora pracy – dr inż. Marcina Pelica

■ BIBLIOGRAFIA

- [1] Jose L. Pons (pod redakcją), *Wearable Robots, Biomechatronic Exoskeletons*, John Wiley & Sons Ltd. 2008
- [2] Ottobock. *C-Brace high-tech KAFO* [online]. Ostatnia aktualizacja 2013. Dostęp 10.02.2015. Dostępny w Internecie: www.ottobock.us.com/orthotics/solution-overview/orthotronic-mobility-system-c-brace/
- [3] WeRob. *International Workshop on Wearable Robotics* [online]. Ostatnia aktualizacja 01.10.2014. Dostęp 10.02.2015. Dostępny w Internecie: www.werob2014.org/
- [4] MindWalker. *MindWalker Project Portal* [online]. Ostatnia aktualizacja 06.2013. Dostęp 10.02.2015. Dostępny w Internecie: <https://mindwalker-project.eu/>
- [5] Ekso Bionics. *What is Ekso?* [online]. Ostatnia aktualizacja 2013. Dostęp 10.02.2015. Dostępny w Internecie: intl.eksobionics.com/ekso
- [6] Berkeley Robotics and Human Engineering Laboratory. *HULC™* [online]. Ostatnia aktualizacja 2010. Dostęp 10.02.2015. Dostępny w Internecie: bleeex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/hulc/
- [7] Cyberdyne. *What's HAL?* [online]. Ostatnia aktualizacja 2013. Dostęp 10.02.2015. Dostępny w Internecie: www.cyberdyne.jp/english/products/HAL/
- [8] K. A. Shorter, G. F. Kogler, E. Loth, W. K. Durfee, E. T. Hsiao-Wecksler, 2011, *A portable powered ankle-foot orthosis for rehabilitation*. Journal of Rehabilitation Research & Development, vol. 48, page 459-472.
- [9] J. E. Pratt, B. T. Krupp, C. J. Morse, S. H. Collins, April 2004, *The RoboKnee: An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance During Walking*. Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation, page 2430-2435.
- [10] G. R. Johnson, D. A. Carus, G. Parrini, S. Scattareggia Marchese, R. Vleggi, 2001, *The design of a five-degree-of-freedom powered orthosis for the upper limb*. Proceedings of Institution of Mechanical Engineeris, Vol. 215, Part H, Journal of Engineering in Medicine, page 275-284
- [11] B. C. Neubauer, J. Nath, W. K. Durfee, 2014, *Design of a portable hydraulic ankle-foot orthosis*. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.
- [12] Peter Konrad, Gliwice 2007, ABC EMG, *Praktyczne wprowadzenie do elektromiografii kinezyologicznej*. TECHNOMEX Sp. z o.o., ISBN 83-920818-1-1

Inercyjny system pomiarowy do obiektywnej oceny biernej podatności kręgosłupa na rozciąganie

Use of inertial measurement system for objective assessment of passive vulnerability for spine stretching

Artykuł recenzowany

KRYSTIAN
KLIMOWSKI¹,
JACEK
STANISZEWSKI²,
ARTUR DRUŻDŹ^{3,4},
ANNA BRYL³,
PIOTR SAUER⁵

¹CUBE Systems,
www.cubesystems.pl,
k.klimowski@cubesystems.pl

²SKOLIO Centrum Leczenia
Schorzeń Kręgosłupa,
www.skolio.pl,

jacek_staniszewski@skolio.pl

³Wielospecjalistyczny Szpital
Miejski im. Józefa Strusia
w Poznaniu,

Oddział Neurologiczny

⁴AWF w Poznaniu,
Katedra Rehabilitacji
w Chorobach Wewnętrznych

⁵Politechnika Poznańska,
Katedra Sterowania
i Inżynierii Systemów

Streszczenie

Przedstawiony artykuł jest studium nad problemem wykorzystania inercyjnego systemu pomiarowego w obiektywnej ocenie biernej podatności kręgosłupa na rozciąganie. Przeprowadzone badania miały na celu sprawdzenie, czy zaproponowany system może zostać wykorzystany do oceny zagadnienia rozciągliwości kręgosłupa. W artykule zaproponowano pomiar orientacji punktów odniesienia położonych w pobliżu osi kręgosłupa, jako najlepszą metodę oceny efektywności pojedynczego zabiegu. Metoda analizy zakłada wykorzystanie 10 punktów odniesienia umieszczonych po obu stronach kręgosłupa w płaszczyźnie osi czołowej człowieka.

Abstract

This paper studies the problem of the use of the inertial measurement system in an objective assessment of passive vulnerability of spine stretching. The aim of the research was to establish whether the proposed system can be used to assess an issues of spine extensibility. In this paper it has been suggested to use the measurement of the orientation of the reference points which are located near the spinal axis as the best method for assessing the effectiveness of a single treatment. The analytical method involves using 10 reference points located on the both sides of the spine in the coronal plane of the body.

WSTĘP

Przeprowadzone badania mają na celu sprawdzenie skuteczności działania zaproponowanego systemu inercyjnego, który ma być wykorzystany obiektywnej oceny biernej podatności kręgosłupa na rozciąganie. W pracy zaprezentowano wyniki dla jednego pacjenta, które miały być podstawą do opracowania autorskiej metody analitycznej oceny podatności kręgosłupa. Wykonane obliczenia wskazały dalsze kierunki rozwoju zaproponowane-

go systemu. Osiągnięte wyniki motywują autorów do rozbudowy systemu, wykonania specjalistycznego oprogramowania oraz przeprowadzenia badań na większej liczbie pacjentów. Wstępne badania przeprowadzono na pacjencie płci męskiej, o wysportowanej sylwetce, wiek 18 lat, wzrost 182 cm, Pacjenta charakteryzuje skolioza o skrzywieniu 23°. Grupą docelową do przeprowadzenia dalszych badań są dzieci w wieku od 12 do 18 roku życia ze stwierdzoną skoliozą.

Nazwa skolioza obejmuje heterogenną grupę schorzeń polegającą na zmianie kształtu i ustawienia kręgosłupa, zdefiniowane jako skrzywienia kręgosłupa przekraczające 10 stopni kąta Cobb'a w pozycji stojącej [4, 5]. Skoliozy dotyczą 2-3% populacji dzieci i młodzieży, natomiast skrzywienia powyżej 20°, wymagające leczenia zachowawczego, obejmują 0,3-0,5% [4, 5].

METODY I NARZĘDZIA

WARUNKI BADANIA

Wykonane badania były poprzedzone badaniem podmiotowym oraz analizą radiologiczną zdjęcia RTG. Zdjęcie RTG zostało wykonywane w pozycji stojącej w projekcji a-p odcinka lędźwiowego oraz piersiowego kręgosłupa. Po przeprowadzonym badaniu określono następujące punkty wskaźnikowe:

- wyrostek ościsty S2,
- krawędź zewnętrzna wyrostka ościstego kręgu szczytowego odcinka lędźwiowego,
- krawędź zewnętrzna wyrostka ościstego kręgu szczytowego odcinka piersiowego,
- kąty zewnętrzne łopatek poniżej grzebieni.

Z punktów wskaźnikowych kręgosłupa wyznaczono rzuty pionowe do poziomu punktu wskaźnikowego leżącego poziom niżej. W ten sposób powstaje odległość pomiędzy punktem wskaźnikowym, a rzutem punktu wskaźnikowego z poziomu wyższego. Do badania pacjent przystępował w samej białiznie.

W trakcie badania pacjent przybierał dwie pozycje w specjalistycznym urządzeniu – klatce rehabilitacyjnej. Do urządzenia po przeciwnych stronach dołączone były po dwa pasy z systemem napinaczy. Pasy te powodowały wychylenia boczne miednicy, zgięcia boczne z rotacją neutralną kręgów określonych odcinków kręgosłupa oraz pochylenia boczne z rotacją obręczy barkowej.

Pacjent stał na jednej kończynie dolnej, przodem do przedniej ścianki urządzenia. Kończyna nie podporowa ułożona była w jednej z trzech pozycji:

- Ułożenie przedpropulsyjne – przeprost w stawie biodrowym, delikatne zgięcie w stawie kolanowym oraz w stawie skokowym stopy. Stopa opiera się o podłogę;
- Ułożenie popropulsyjne – zgięcie w stawie biodrowym do 90°, zgięcie w stawie kolanowym 90°, zgięcie w stawie skokowym. Stopa ułożona jest na taborecie. Wysokość taboretu około 25 cm;
- Ułożenie popropulsyjne z rotacją miednicy – zgięcie w stawie biodrowym do 90° wraz z rotacją wewnętrzną, zgięcie w stawie kolanowym 90°, zgięcie w stawie skokowym. Ułożenie kończyny górnej powoduje elewację przednią miednicy.

Poprzez odpowiednie naciągnięcie pasów u pacjenta uzyskano odpowiednie przesunięcia zgięcia bocznych kręgów dolnego odcinka lędźwiowego.

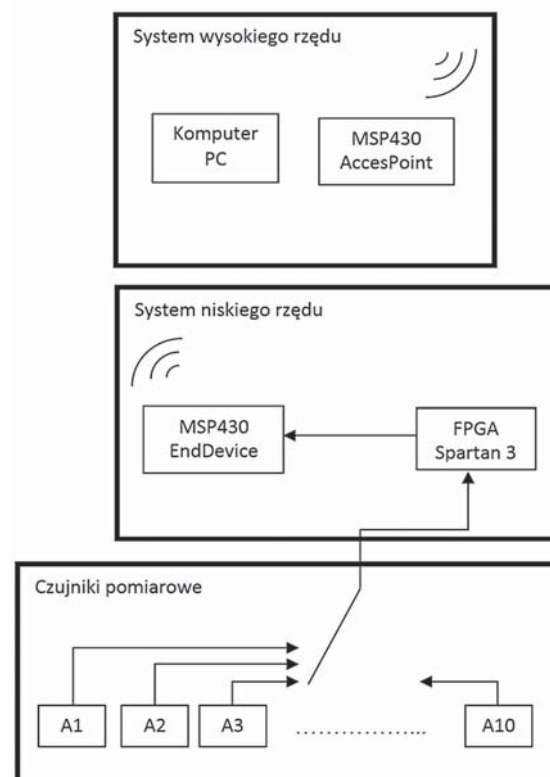
Przesunięcie utrzymywano przez 20 minut dla jednej pozycji ułożeniowej pacjenta. W tym czasie zbierano dane pomiarowe. W trakcie całego badania zastosowano dwie pozycje ułożeniowe w odpowiednim stosunku czasowym. Przejście do drugiej pozycji było związane ze zmianą kończyny podporowej.

NARZĘDZIE POMIAROWE

W przeprowadzonych badaniach wykorzystano system pomiarowy składający się z:

- 10 czujników inercyjnych firmy STMicroelectronics LIS3LV02DQ [6],
- zestawu uruchomieniowego z mikrokontrolerem MSP430 wykorzystującego transmisję bezprzewodową,
- komputera klasy PC, na którym wykonywano niezbędne obliczenia.

Zebrałe dane zostały opracowane z wykorzystaniem środowiska MATLAB. Schemat blokowy systemu pomiarowego przedstawiono na rysunku 1.



Rys. 1. Schemat blokowy systemu pomiarowego
Fig. 1. Measurement system block diagram

Cykl pomiarowy stanowią dwa pomiary stanu czujnika. Przy pierwszym pomiarze zostają zebrane dane przyspieszenia oddziałującego na czujnik z uwzględnieniem przyspieszenia ziemskiego. Przed drugim pomiarem, mikrokontroler wysyła rozkaz załączenia wbudowanego w strukturę czujnika filtra górnoprzepustowego. Filtr ten zapewnia odcięcie składo-

wych stałych oraz szumów o niskich częstotliwościach. Dzięki temu w drugim pakiecie danych pomiarowych otrzymuje się wartości przyspieszeń związane jedynie z dynamiką ruchu. Przed kolejnym cyklem pomiarowym filtr ponownie zostaje wyłączony.

Pomiar zostaje przesłany do komputera gdzie uzyskane dane zostają przeliczone w odniesieniu do wartości przyspieszenia ziemskiego wyrażonego w [g] (czujnik leżąc swobodnie, na osi skierowanej pionowo w dół wskazuje $1\text{ g} \approx 9,81\text{ m/s}^2$), a następnie zgodnie ze wzorami (1) (2) (3) [3] zostają określone kąty położenia czujnika względem orientacji Ziemi:

$$\alpha = \arctan \frac{x}{\sqrt{y^2 + z^2}}, \quad (1)$$

$$\beta = \arctan \frac{y}{\sqrt{x^2 + z^2}}, \quad (2)$$

$$\gamma = \arctan \frac{z}{\sqrt{x^2 + y^2}}, \quad (3)$$

gdzie: x, y, z – przyspieszenie w danej osi.

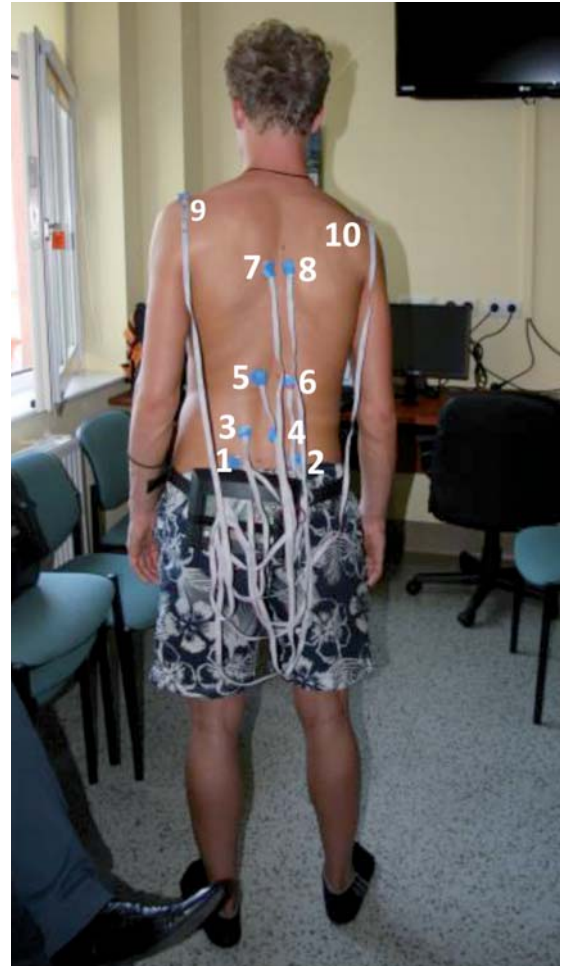
Omawiany system pozwala na pośredni pomiar kątów w ortogonalnym układzie współrzędnych OXYZ poprzez pomiar wszystkich składowych rejestrowanego przyspieszenia.

Czujniki inercyjne umieszczono na plecach pacjenta w płaszczyźnie czołowej zgodnie z rysunkiem 2 w punktach wskaźnikowych oznaczonych markerem (punkty te omówiono w rozdziale *Warunki badania*). Poszczególne liczby na rysunku 2. odnoszą się do numeracji czujników w systemie. Rysunek 3 przedstawia zdjęcie RTG kręgosłupa pacjenta biorącego udział w eksperymencie.

Odległości między czujnikami nie mają wpływu na wartość pomiaru, ponieważ do analizy brana jest jedynie orientacja poszczególnych czujników. Istotne jest, aby czujniki były ułożone w tej samej płaszczyźnie, oraz aby odpowiednie osie czujników były skierowane w tych samych kierunkach.

Podczas analizy wyników rozpatruje się zależność pomiędzy przemieszczeniem czujników, a zmianą kątową ustawienia kręgów kręgosłupa. Przemieszczenie czujników 5 i 6 w kierunku osi głównej świadczy o zmniejszeniu kąta nachylenia kręgów segmentów poniżej czujników 5 i 6. Wartość ta mierzona jest także u pacjenta przez czujniki 3 i 4, które odpowiadają dolnym kręgom granicznym skoliozy. Można więc założyć, że czym większa jest wartość przemieszczenia czujników, tym większa jest zmiana korekcyjnego ustawienia kręgów.

Dokładność i jakość wykonanych pomiarów z wykorzystaniem wspomnianego systemu były weryfi-



Rys. 2. Rozmieszczenie czujników pomiarowych
Fig. 2. Sensors locations



Rys. 3. Zdjęcie RTG pacjenta biorącego udział w eksperymencie
Fig. 3. X-ray picture of the examined patient

kowane empirycznie z wykorzystaniem uznanego systemu wizyjnego powszechnie wykorzystywanego do analizy ruchu człowieka [1].

WYNIKI

Sprawdzenie możliwości wykorzystania systemu inercyjnego do obiektywnej oceny biernej podatności kręgosłupa na rozciąganie przeprowadzono na jednym pacjencie w laboratorium Oddziału Neurologicznego, Wielospecjalistycznego Szpitala Miejskiego im. Józefa Strusia w Poznaniu. W trakcie badania obecni byli lekarze specjaliści w dziedzinach neurologii, fizjoterapeuta oraz inżynier obsługujący system.

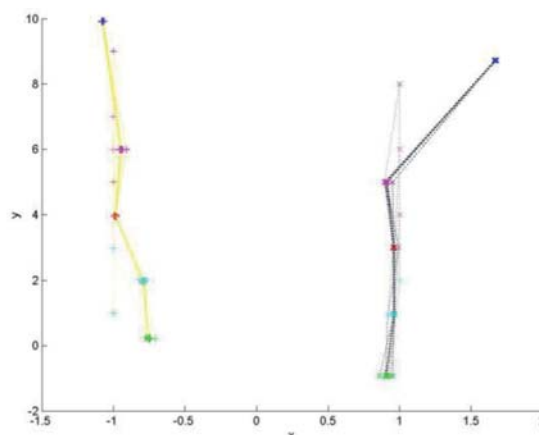
Na plecach pacjenta zamontowano czujniki inercyjne wg. wskazań fizjoterapeuty. Rysunek 4 przedstawia pacjenta w trakcie badania.



Rys. 4. Pozycja pierwsza pacjenta w trakcie zabiegu w klatce rehabilitacyjnej

Fig. 4. Patient in first position under examination in rehabilitation frame

W pierwszej części eksperymentu przeprowadzono pomiar przyspieszeń w punktach wskaźnikowych pacjenta przed wykonaniem procedury rozciągania kręgosłupa (Rys. 5). Procedura badania przebiegała jak opisano w rozdziale *Warunki badania*.



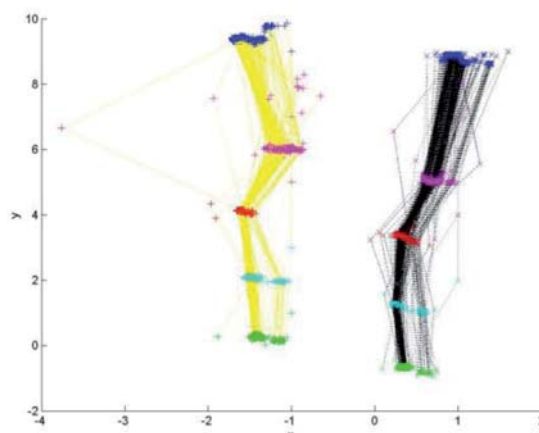
Rys. 5. Pomiar orientacji ciała przed zabiegiem

Fig. 5. Body orientation calculations before ex manipulations amination

Tab. 1. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników

Tab. 1. Each sensor orientation covariance

Czujnik 9	0.0097	Czujnik 10	0.0104
Czujnik 7	0.0078	Czujnik 8	0.086
Czujnik 5	0.0049	Czujnik 6	0.0067
Czujnik 3	0.0028	Czujnik 4	0.0043
Czujnik 1	0.0000	Czujnik 2	0.0013



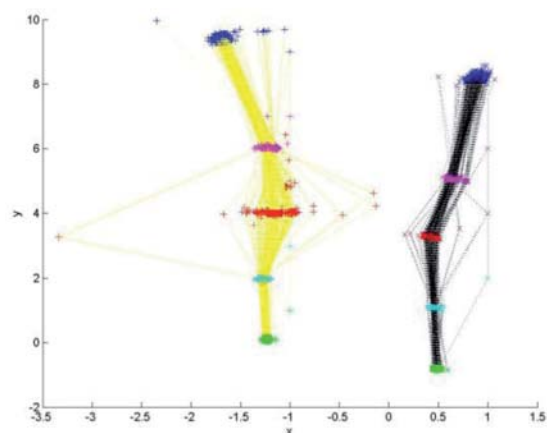
Rys. 6. Pomiar orientacji ciała w trakcie zabiegu – pozycja 1.

Fig. 6. Body orientation calculations under manipulations – patient position 1

Tab. 2. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników

Tab. 2. Each sensor orientation covariance

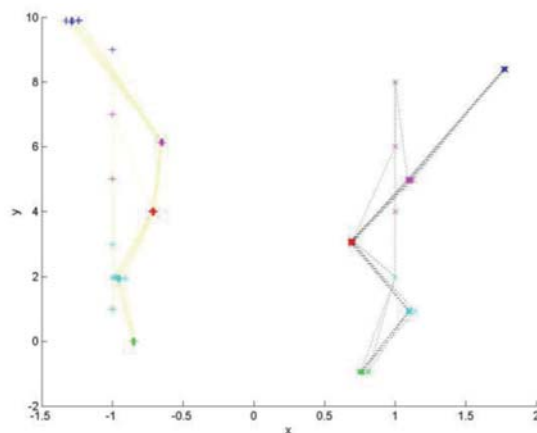
Czujnik 9	0.0025	Czujnik 10	0.0016
Czujnik 7	0.0025	Czujnik 8	0.0079
Czujnik 5	0.0009	Czujnik 6	0.0009
Czujnik 3	0.0005	Czujnik 4	0.0004
Czujnik 1	0.0004	Czujnik 2	0.0004



Rys. 7. Pomiar orientacji ciała w trakcie zabiegu – pozycja 2
Fig. 7. Body orientation calculations under manipulations – patient position 2

Tab. 3. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników
Tab. 3. Each sensor orientation covariance

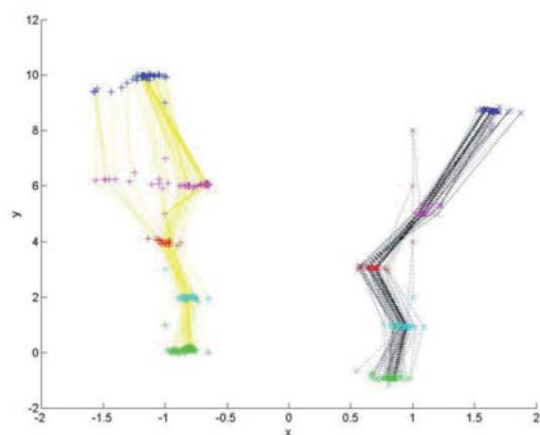
Czujnik 9	0.0031	Czujnik 10	0.0027
Czujnik 7	0.0013	Czujnik 8	0.0025
Czujnik 5	0.0027	Czujnik 6	0.0853
Czujnik 3	0.0004	Czujnik 4	0.0008
Czujnik 1	0.0001	Czujnik 2	0.0019



Rys. 9. Pomiar orientacji ciała 20 minut po zabiegu
Fig. 9. Body orientation calculations after 20 minutes

Tab. 5. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników
Tab. 5. Each sensor orientation covariance

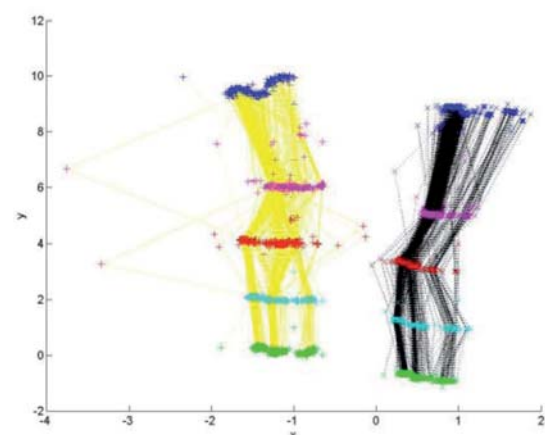
Czujnik 9	0.0112	Czujnik 10	0.0141
Czujnik 7	0.0091	Czujnik 8	0.0106
Czujnik 5	0.0049	Czujnik 6	0.0070
Czujnik 3	0.0412	Czujnik 4	0.0025
Czujnik 1	0.0000	Czujnik 2	0.0351



Rys. 8. Pomiar orientacji ciała tuż po zabiegu.
Fig. 8. Body orientation calculations just after manipulations

Tab. 4. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników
Tab. 4. Each sensor orientation covariance

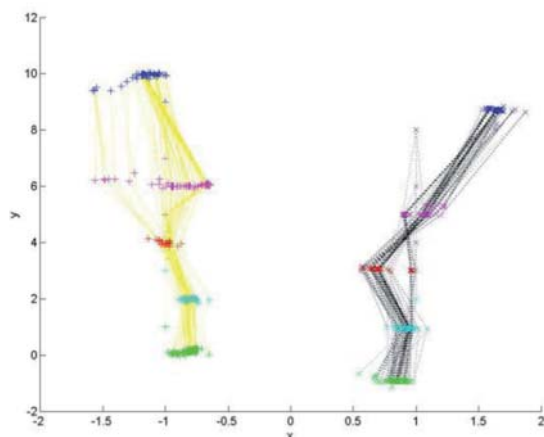
Czujnik 9	0.0103	Czujnik 10	0.0090
Czujnik 7	0.0060	Czujnik 8	0.0073
Czujnik 5	0.0039	Czujnik 6	0.2854
Czujnik 3	0.0024	Czujnik 4	0.0037
Czujnik 1	0.0023	Czujnik 2	0.0014



Rys. 10. Cały zabieg.
Fig. 10. Full examination.

Tab. 6. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników
Tab. 6. Each sensor orientation covariance

Czujnik 9	0.0034	Czujnik 10	0.0028
Czujnik 7	0.0024	Czujnik 8	0.0058
Czujnik 5	0.0019	Czujnik 6	0.0566
Czujnik 3	0.0013	Czujnik 4	0.0009
Czujnik 1	0.0004	Czujnik 2	0.0017



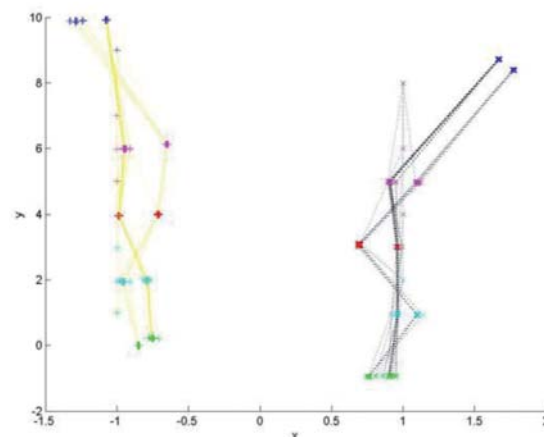
Rys. 11. Zestawienie pomiaru przed i tuż po zabiegu

Fig. 11. Juxtaposition calculations before and just after manipulations

Tab. 7. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników

Tab. 7. Each sensor orientation covariance

Czujnik 9	0.0101	Czujnik 10	0.0097
Czujnik 7	0.0068	Czujnik 8	0.0078
Czujnik 5	0.0043	Czujnik 6	0.2236
Czujnik 3	0.0026	Czujnik 4	0.0039
Czujnik 1	0.0014	Czujnik 2	0.0014



Rys. 12. Zestawienie pomiaru przed i 20 minut po zabiegu

Fig. 12. Juxtaposition calculations before and 20 minutes after manipulations

Tab. 8. Kowariancja orientacji poszczególnych czujników

Tab. 8. Each sensor orientation covariance

Czujnik 9	0.0107	Czujnik 10	0.0118
Czujnik 7	0.0083	Czujnik 8	0.0093
Czujnik 5	0.0049	Czujnik 6	0.0068
Czujnik 3	0.0170	Czujnik 4	0.0036
Czujnik 1	0.0000	Czujnik 2	0.0142

W trakcie całej procedury badawczej dane z czujników były zbierane i zapisywane. Pacjent przyjmował dwie pozycje jak opisano w punkcie *Warunki badania*. W każdej z pozycji pozostawał przez czas 20 minut. W trakcie zmiany ułożenia ciała zbieranie danych było zatrzymane. Wizualizację danych w obu pozycjach przedstawiają rysunki 6 i 7.

Po wykonaniu badań dla dwóch pozycji ułożeniowych pacjenta w klatce rehabilitacyjnej, zebrano dane porównawcze celem porównania pozycji pacjenta przed i po podaniu go procesowi rozciągania kręgosłupa (Rys. 8). Po kolejnych 20 minutach odpoczynku wykonano kolejną serię pomiarów celem weryfikacji czy stan się utrzyma (Rys. 9).

Rysunek 10 przedstawia złożenie wszystkich uzyskanych wyników, które przedstawiają zmianę orientacji dla każdego z czujników.

W celu obiektywnej oceny biernej podatności kręgosłupa na rozciąganie postanowiono dokonać odpowiednich obliczeń matematycznych. Za obiektywną wielkość opisującą dynamikę zmian w trakcie całego badania przyjmuje się wielkość kowariancji dla wektora oddziaływania przyspieszenia ziemskiego na poszczególne czujniki. Stąd, im większa wartość kowariancji, tym orientacja danego czujnika ulegała większej zmianie. Tabele pod właściwymi rysunkami przedstawiają wyniki współczynnika kowariancji dla przyłożonego wektora przyspieszenia ziemskiego dla poszczególnych czujników. Na podstawie przedstawionych grafik, oraz wyników kowariancji można wnioskować, że największa dynamika zmian w położeniu kręgosłupa miała miejsce w położeniu czujnika 6.

PODSUMOWANIE

Przedstawione wyniki pozwalają przypuszczać, że prezentowane narzędzie pomiarowe może służyć jako obiektywna metoda pomiaru do badania biernej podatności na rozciągliwość kręgosłupa. Celem ustandaryzowania metody zakłada się opracowanie odpowiednich metod mocowania czujników, ścisłego opisanie miejsc pomiarowych, dopracowanie algorytmu obliczeniowego oraz przeprowadzenie badań na większej liczbie pacjentów.

Wartość kowariancji u pacjenta stojącego jest niewielka. Wartości kowariancji w pozycji 1 jest także niewielka, mimo iż kierunek działania sił pasów napinających urządzenia był określony. Z kolei kowariancja czujników 5 i 6 w pozycji 2 zdecydowanie zwiększyła się, co świadczyłoby o korektywnej zmianie kąta ułożenia kręgów granicznych skoliozy.

Kowariancja tych samych czujników po zabiegu zmniejszyła się, choć była większa niż przed zabiegami. Jednakże z analizy graficznej pomiaru można wnioskować, iż czujniki przemieściły się w kierunku korektywnym. Przekłada się to na zmniejszenie

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

kąta pochylenia bocznego kręgów granicznych na poziomie L3-4. Po 20 minutach od zakończenia procesu poddawania kręgosłupa rozciąganiu kowariancja ponownie jest niewielka, choć układ graficzny wskazuje, że pozytywne przemieszczenia czujników się utrzymało. Wskazuje to na ustabilizowanie korektywnej zmiany ułożenia kręgów granicznych po rozciąganiu.

Przedstawione wyniki eksperymentu pozwalają przypuszczać, że prezentowane narzędzie pomiarowe daje obiektywne wyniki celem wnioskowania podatności kręgosłupa na rozciąganie.

Dalsze kierunki prac będą polegać na ustandaryzowaniu pomiaru, lepszej filtracji danych oraz uzyskaniu większej ilości informacji z systemu dla dokładniejszej weryfikacji podatności kręgosłupa na rozciąganie.

LITERATURA

- [1] K. Klimowski, P. Sauer, „Wykorzystanie czujnika akcelerometrycznego do pomiaru zgięcia w stawie kolanowym”, Krajowa Konferencja Robotyki 2012, 12-16 Września 2012, Świeradów-Zdrój.
- [2] Ł. Borucki, K. Klimowski, D. Budzyński, P. Sauer, W. Szyfter, „Ocena precyzji chirurgicznej w otologii – doświadczenia na symulatorach”, IV Międzynarodowa Konferencja Otolologii i Neurootologii Polskiego Towarzystwa Otolaryngologów Chirurgów Głowy i Szyi „Otologia 2013”, Warszawa 21-23 Listopada 2013.
- [3] S. Łuczak, „Pomiar odchylenia od pionu z użyciem akcelerometrów MEMS”, czasopismo Pomiary Automatyka Robotyka 7-8/2008.
- [4] T. Kotwicki, J. Durmała, D. Czaprowski, M. Głowacki, M. Kolban, S. Snela, Z. Śliwiński, I. Kowalski, „Zasady leczenia nieoperacyjnego skolioz idiopatycznych – wskazówki oparte o zalecenia SOSort 2006 (Society on Scoliosis Orthopaedics and Rehabilitation Treatment)”, Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja, MEDSPORTPRESS, 2009, Vol. 11, 379-395.
- [5] A. Kwolek wsp. „Rehabilitacja w bocznych skrzywieniach kręgosłupa”, Rehabilitacja Medyczna, Elsevier Urban&Partner, 2013, 207-266.
- [6] http://www.st.com/internet/com/TECHNICAL_RESOURCES/TECHNICAL_LITERATURE/DATASHEET/CD00047926.pdf.

Nowy system robotyczny do zdalnej ultrasonografii – od pomysłu do pierwszego prototypu. Prezentacja projektu ReMeDi

Novel Robotic System for Remote Ultrasonography
– from an Idea to the First Prototype.
Presentation of the ReMeDi Project.

Artykuł recenzowany

Streszczenie

Zapotrzebowanie na specjalistyczną opiekę medyczną w dzisiejszych czasach staje się coraz większe. Dodatkowo obserwowany jest rosnący niedobór lekarzy w większości krajów na całym świecie. Rozwiązaniem takiej sytuacji wydaje się być telemedycyna. Projekt ReMeDi ma na celu zbudowanie systemu robotycznego do zdalnej diagnostyki medycznej, który będzie wspierać lekarza poprzez umożliwienie zdalnej obecności przy wykorzystaniu inteligentnych i autonomicznych funkcji poznawczych. Ten artykuł skupia się na interfejsach systemu ReMeDi przeznaczonych do zdalnej ultrasonografii i prezentuje prace wykonane w ciągu dwóch lat trwania projektu.

Abstract

Nowadays the demand for specialized medical care becomes higher. Additionally increasing deficit of physician is observed in majority of countries worldwide. The solution for such a situation seems to be telemedicine. The ReMeDi project is aimed to develop a robotic system for remote medical diagnostics, which can support physician by enhancing the (tele-) presence with intelligent cognitive autonomous features. This paper focuses on the interfaces of the ReMeDi system which are dedicated for remote ultrasonography and presents the work done during the two years of the project.

**DOROTA
SZCZĘŚNIAK-
-STAŃCZYK¹,
BARTŁOMIEJ
STAŃCZYK²**

¹Department of Cardiology,
Medical University
of Lublin, Poland

²ACCREA Engineering,
Lublin, Poland

**KOMENTARZ
RECENZENTA...**

**Dr hab. n.med
Sławomir Grzegorzczyn
(Zabrze)**

The paper presents the project of remote operation of manipulator equipped with ultrasound head. Realization of this project will enable the remote medical examination of patient. For this reason, the article is of large cognitive value and the project has potential future applications in telemedicine.

■ INTRODUCTION

In the modern aging societies, the demand for specialized medical care becomes higher. Nowadays in the majority of countries worldwide a deficit of physician is observed and the current forecasts alarm that it will increase in the nearest future [actionfor-globalhealth.eu]. It has been already reflected in limited amount of experts of various specializations, who are not always available to medical units due to geographical (e.g. provincial hospitals), time (after regular work hours) or other logistic constraints. This situation led to development of several types of medicine-related services performed remotely, ranging from Telenursing, Telepharmacy, Telerehabilitation, Telepsychiatry, Telepathology, Teledentistry, etc. to Telesurgery.

The existing commercial solutions for remote consultations and remote mentoring are, however, limited to merely teleconferencing [RP-VITA, VGO]. There is still no teleconferencing system which would enable a physical interaction between a patient and a remotely located physician to make a tele-examination similar to direct medical examination. In the ReMeDi (Remote Medical Diagnostician) project we develop a multipotential robotic device, which will allow performing a real time remote medical examination. This paper is focused on the crucial part of the ReMeDi project – the robotic system for remote ultrasonography.

Different kinds of medical robots for remote ultrasonography have been developed over the past couple of years. The precursors were Dégoulange with his project Hippocrate [Dégoulange, 1999] and Salcudean [Salcudean, 1999]. There were also other important projects in robotics for remote ultrasonography: OTELO [Delgorge2005], ESTELE [Arbeille 2007] and TER [Martinelli ,2007]. They differ in amount of degrees of freedom (3 to 6), the way of a remote manipulation and the presence (or not) of haptic feedback. Only OTELO project has been recently turned into commercial product called MEL-ODY (AdEchoTech) [<http://adechotech.fr/en/products>], which can be applied for remote abdominal ultrasonography.

Our goal is to make the ReMeDi robot user-friendly and acceptable by patients and physician as well as support physician by enhancing the (tele-) presence with intelligent cognitive autonomous features. The project is designed on basis of real life scenarios from medical emergency situations, when the lack of medical specialist can lead to dramatic (also fatal) consequences. The robotic device developed during ReMeDi project allows for application of new functionalities of remote presence for remote non-invasive medical diagnostics.

■ METHODOLOGY

The ReMeDi project follows the development methodology blending ISO-13407 with VDI2206 (V-cycles). Each development cycle consists of the following stages: user requirements and functional design, architectural design, component design and evaluation, system integration and evaluation. Thereby, we follow a user centered (involves user requirements as a starting point), system orientated (considers all functional system requirements) and iterative design (as it allows for the modification of requirements in later design phases and to repeatedly validate the new requirements).

As a medical basis for the analysis of users' needs, 4 use cases – potential clinical situations, in which the application of the ReMeDi system would be especially beneficial were chosen: i) diagnostics of acute abdominal pain, ii) acute heart failure and iii) aortic aneurysm as well as iv) help with ultrasonographer's recovery after work-related musculoskeletal disorders. All the use case scenarios has were carefully analyzed to provide detailed information about functionalities, which are significant for all users of the system.

■ USER REQUIREMENTS

In the first step of the project the user requirements were defined. The ReMeDi Consortium analyzed the data related to users' needs available in the literature. Non-medical partners observed real medical examinations. For better understanding what people consider as a remote examination and what their expectations are, 4 workshops (moderated discussions) with potential users doctors and patients were organized. The observation and group discussion gather qualitative data in order to explore the users' needs, the survey aims at gathering representative data. The procedures has been described in [Stollnberger 2014; Stollnberger, Moser 2014]. The analysis of the collected information led to a set of user requirements viewed from doctor's, assistant's and patient's perspectives. Some of them are obvious like expectation that "the doctor should obtain all the necessary information for examination" or "the entire work space should be covered by the robot". Physicians underlined that for remote ultrasonography a real-time and sensitive movements with a natural feedback (i.e., feel haptic feedback when robot touches the patient with probe) is very important, but the most crucial is to see the real-time ultrasound image. For patients it is very important to perceive that the robot is controlled by the doctor all the time and the safety is ensured. Very interesting is that almost all patients expect to see the examination results on the display and it important for them, but from the medical point of view this functionality has no value for diagnosis [Stollnberger 2014; Stollnberger, Moser 2014]

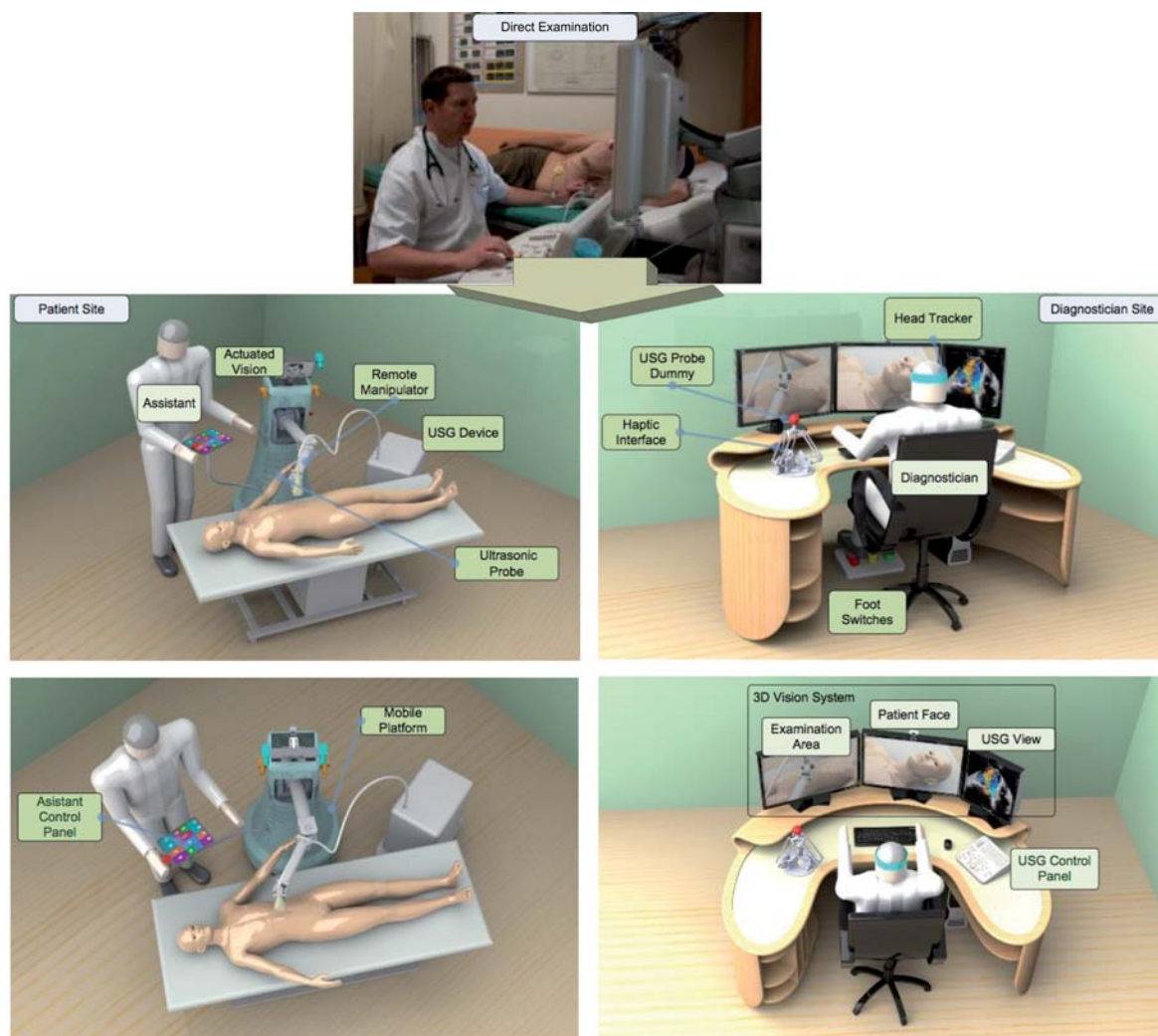


Fig. 1. Initial vision of the ReMeDi system

TECHNICAL REQUIREMENTS

The main objective of the technical requirements is a precise description and parameterization of every part of the ultrasonographic examination, which could be performed by remote specialists via the ReMeDi system.

Medical examination is a combination of many complex techniques, which involve all physicians' senses, and use a variety of abilities of human hands, eyes and brain. For the technical requirements analysis the ReMeDi consortium had to:

1. choose the stages of ultrasonographic examinations which should be assessed for technical requirements;
2. analyse how doctors technically perform the ultrasonographic examinations;
3. choose and measure parameters, which are crucial for the design of the ReMeDi system;
4. establish how doctors behave and patients react during the standard examination;

For ultrasonographic examination some basic analysis of movements of ultrasonographic transducers were done, but this is not sufficient for the design of the complex robotic system for remote diagnostics. For detailed analysis of direct examination methods, an experiment was performed to collect more precise information on quantitative measurements of the workspace of ultrasonographic examinations as well as applied forces during physician – patient interactions. During the experiment the physicians were asked to perform standard ultrasonographic (echocardiography or abdominal ultrasonography) examination for registration of physical parameters of the examination. For this purpose the Qualisys motion tracking system was used. All doctors wore cybergloves and the USG probes were equipped with 2 ATI nano force torque sensors. The examinations were recorded by 2 Kinects and Microsoft LiveCam. This experiment provided information about forces and ranges of the doctors' movements.

■ SYSTEM ARCHITECTURE

The findings from users requirements analysis were transferred into the system architecture shown in the Fig. 1. The direct examination by the physician is split into two physical locations. On the patient site (left) a dedicated robotic system equipped with a manipulator with the USG transducer and a force sensor, and an active 3D vision system is placed. The robot is supervised by an assistant assuring the proper and safe robot operation. The diagnostician site comprises a control console with a vision system, haptic input device, an USG control panel and a number of foot switches.

■ FIRST PROTOTYPE

According to the ReMeDi Development Methodology based on the technical specification the first Laboratory Prototype of the integrated system was designed. It consists of the ReMeDi Robot (robotic head and robotic arm) which is integrated with DiagUI including all the stationary components available.

The first prototype of the telediagnostic subsystems should be operated manually by the Assistant and remotely by the Doctor (using joystick). It contains:

- on the patient side: the robot arm, the head, the safety system, the assistant interface, the perception and interaction workstation and the stationary robot base
- on the diagnostician side: the haptic interface with the USG probe and foot switches, the interaction and visualisation workstation with 3D vision system and teleconferencing equipment, and the head pan-tilt controller (joystick).

■ PATIENT SITE

ROBOT ARM

The arm and elevation mechanism are designed to have the workspace allowing to conduct palpation, auscultation and ultrasonographic examination. The arm kinematics, especially the wrist, was designed to match the rotational workspace of the ultrasonographic positions according to the experimentally measured ones. The payload was scaled up to approx. 80N to fit the requirements of the deep palpation. Several reviews of the CAD design were performed by the doctors in order to check the applicability of the arm to the targeted diagnostic procedures.

Fig. 2 (left) shows the arm during an echocardiography examination. The diagnostician (seen on the robot head display (right)) is remotely examining the patient mannequin positioned in the left apical position. The robot arm is equipped with a dummy of the ultrasonographic probe.

The controller of the manipulator consists of an electronic control unit (ECU) and of the actuator-powering unit (APU). The ECU is an industrial embedded PC running RT-Linux with a real-time patch and Robot Operating System ROS. It is equipped with extension cards providing necessary I/O ports (A/D, D/A, encoder counters) and communication link (Ethernet). ECU receives the motion commands from the trajectory planner, converts them into motion commands for the motor controllers (desired motor current) and sends them to APU via analogue interfaces. The motion of the motors is read by means of the incremental encoders and fed back to the RT Linux. ECU can work in position/velocity and torque control mode for each wheel. APU



Fig. 2. Robot arm and head

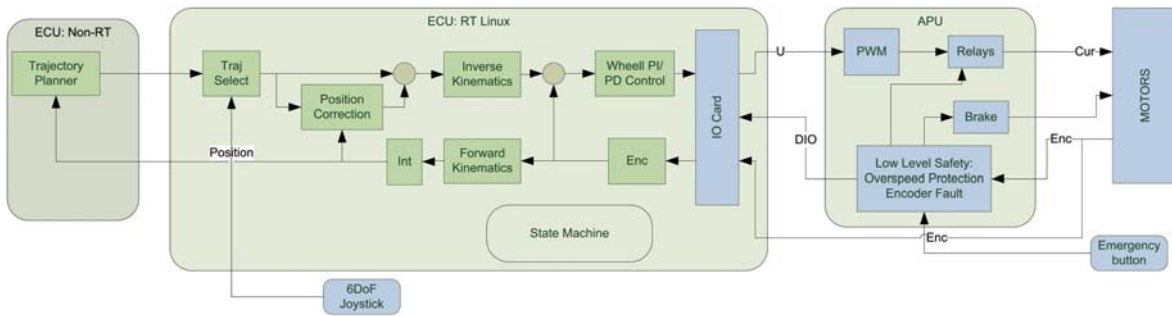


Fig. 3. Manipulator Control system



Fig. 4. ReMeDi robot body

consists of six PWM power amplifiers for the DC motors, and of a low-level security system equipped with an overspeed protection and cable-break and short circuit detection subsystems. The manipulator may be controlled in position and velocity mode. The control loops are running at 1kHz and an impedance control scheme is implemented thanks to the presence of the force-torque sensor. The motion trajectories can be either generated by the trajectory planner of input in a realtime by means of a 6 DoF joystick or a haptic input interface.

ROBOT HEAD

The robot head is a 2 DoF pan – tilt unit equipped with an RGBD camera (Kinect), an RGB camera, a microphone and an LCD screen. The RGBD camera collects the data used further for body pose analysis. The view from the RGB camera provides not only direct stream with the view of the patient, but also is used for the analysis of the facial expressions. The LCD screen shows the diagnostician's face and,

in the smaller window, the view of the assistant's window.

In order to find the most convenient position of the head, the pan and tilt angles can be adjusted manually by the assistant or remotely by the diagnostician using the joystick which is a part of doctor interface, as shown later in Fig. 6. In terms of software, the head display constitutes an integral part of the teleconferencing functionality of the gDiagUI, which is described later.

ROBOT BODY

The robot body is designed to cover both the functionality (provide the protection of the patients and the electromechanical systems contained) and aesthetic appearance according to the guidelines of the workshop results with patients. Figure 4 shows the design that users preferred in the requirement analysis phase (left), the rendered simulation on the robot body (middle) and the robot prototype (right).

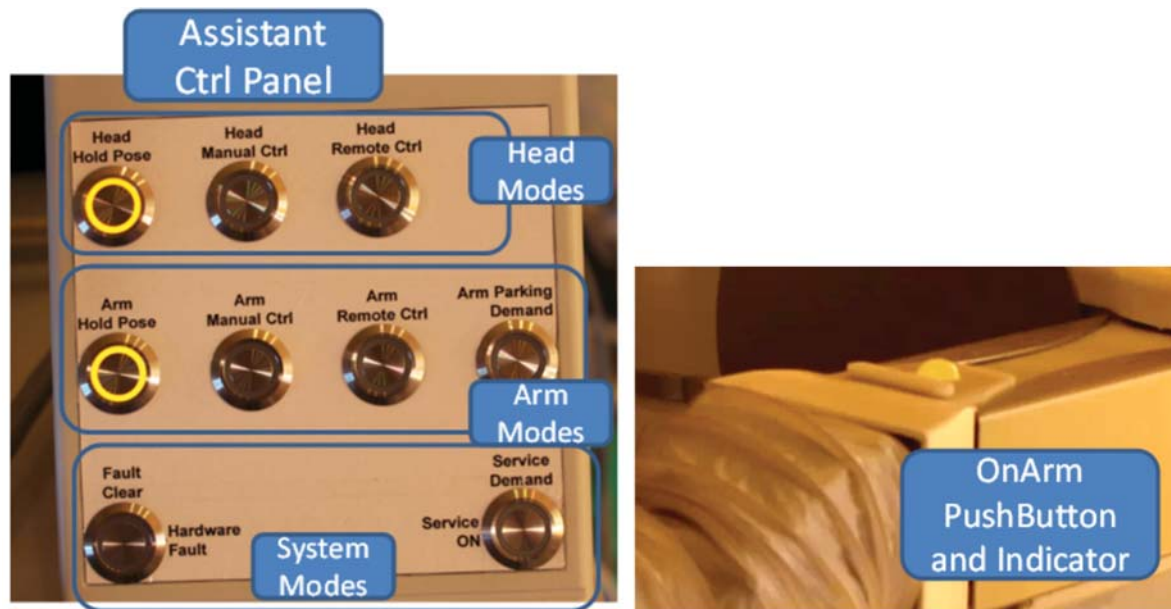


Fig. 5. Assistant Control Panel equipped with colour light and OnArm PushButton and Indicator

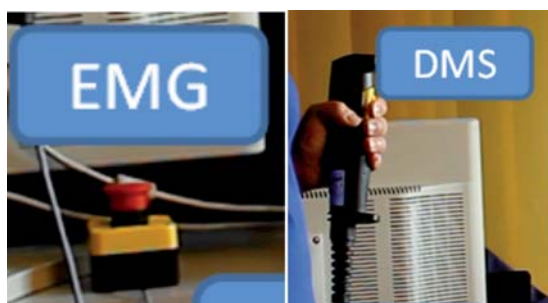


Fig. 6. Safety system: EMG (Emergency Switch) and DMS (Dead Man Switch)

ASSISTANT CONTROL PANEL AND THE INTERACTION BUTTONS

The Assistant Control Panel, shown in Fig.5, is held by the Assistant (it can be placed on the robot body) and is used to switch the control modes of robot head and arm. Both components can be controlled either manually (Manual Ctrl) by the Assistant, or remotely (Remote Ctrl) by the Diagnostician, or can be actively locked in a position (Hold Pose). Additionally, the arm can be automatically parked (Parking Demand) in a position suitable for navigating. The mode that is currently activated is shown by highlighting a corresponding colour indicator. The arm modes can be also switched by (and displayed on) an 'On Arm PushButton and Indicator' located close to the end-effector, as shown on the right of the Fig.4.

SAFETY SYSTEM

Both Patient Site and Diagnostician Site are equipped with Emergency Switches (EMG). These

are low level protection systems, that when pressed, interrupt the motion of the moving components and ensure their transition into the safe state. The origin of such an event must be identified and removed and the system must be restarted. In addition to the EMG, when it comes to the remote examination, the system is organized in such way that the Assistant has to hold a Dead Man Switch (DMS) in middle position. When released or fully pressed – the motion is paused and is carried on when the DMS is back in the middle position. Fig. 6 shows a picture of Emergency Button and Dead Man Switch.

DIAGNOSTICIAN SITE INTERACTION HARDWARE

Fig. 7 shows the interaction hardware at the diagnostician site: the haptic input, the joystick and the interaction pedals.

For performance of the remote examination, the Delta-like haptic interface is used, allowing to control the motion of the arm of the robot, at the same time receiving the force feedback, which enables the control of the interaction forces between the ultrasonographic probe and the patient's body. The Joystick is aimed to adjust the head pan-tilt angles remotely by the diagnostician, in order to provide the best viewing angle for the examination. Two interaction pedals are placed at the diagnostician's feet. At current stage of the project, only one interaction pedal is used. By pressing it, the diagnostician couples the haptic interface with the arm of the ReMeDi robot. In case when the change of the workspace is needed, the doctor releases the pedal and can relocate the probe dummy or rest.

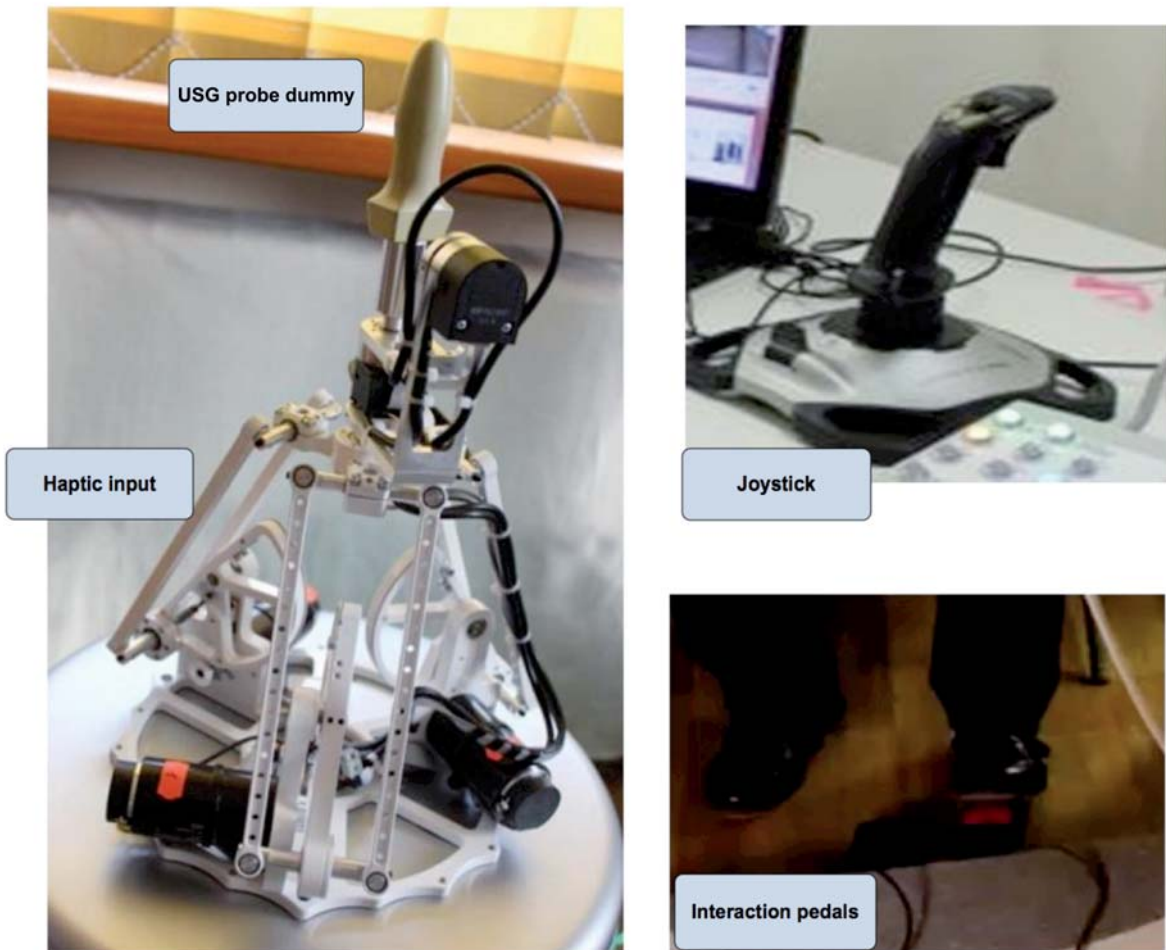


Fig. 7. Hardware components required for the ultrasonographic examination on the diagnostician site

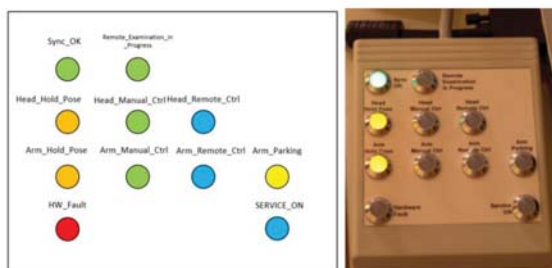


Fig. 8. Status indicator panel at the diagnostician site

DIAGUI (DIAGNOSTICIAN USER INTERFACE)

The main software interface at the Diagnostician site is gDiagUI – the graphical part of DiagUI. The design of this software is described in [Kreczmer 2015]. In order to make the system operational even without gDiagUI activated, and to make the indicators more readable to the Diagnostician, a dedicated hardware panel was built with color diodes corresponding to the state of the main components of the Patient site, see Fig. 8. The diagnostician control panel corresponds with the Assistant control panel and reflect the status of the system, which is set up by the assistant.

TELEMANIPULATION SYSTEM

Using the components described above, a full telemanipulation setup is assembled with all the devices connected either to a local controller or operating in a local network. In this way the telemanipulation system can be tested without the parasite effects of the remote connection. Such a configuration is beneficial for the first pilot tests with end users.

Fig. 9 presents the full telemanipulation setup in use during an USG examination. By placing the diagnostician and the patient sites next to each other, it is possible to test the option with the 'direct view', i.e. when the diagnostician can directly see patient, and the 'remote view', i.e. using the vision of the teleconferencing system.

The control loop works in a bilateral teleoperation loop as in [Stanczyk2005] with the manipulator under position control and the haptic interface under force control. In order to stabilize the control loop and dissipate the impact energy, a virtual viscosity is added to both controllers.

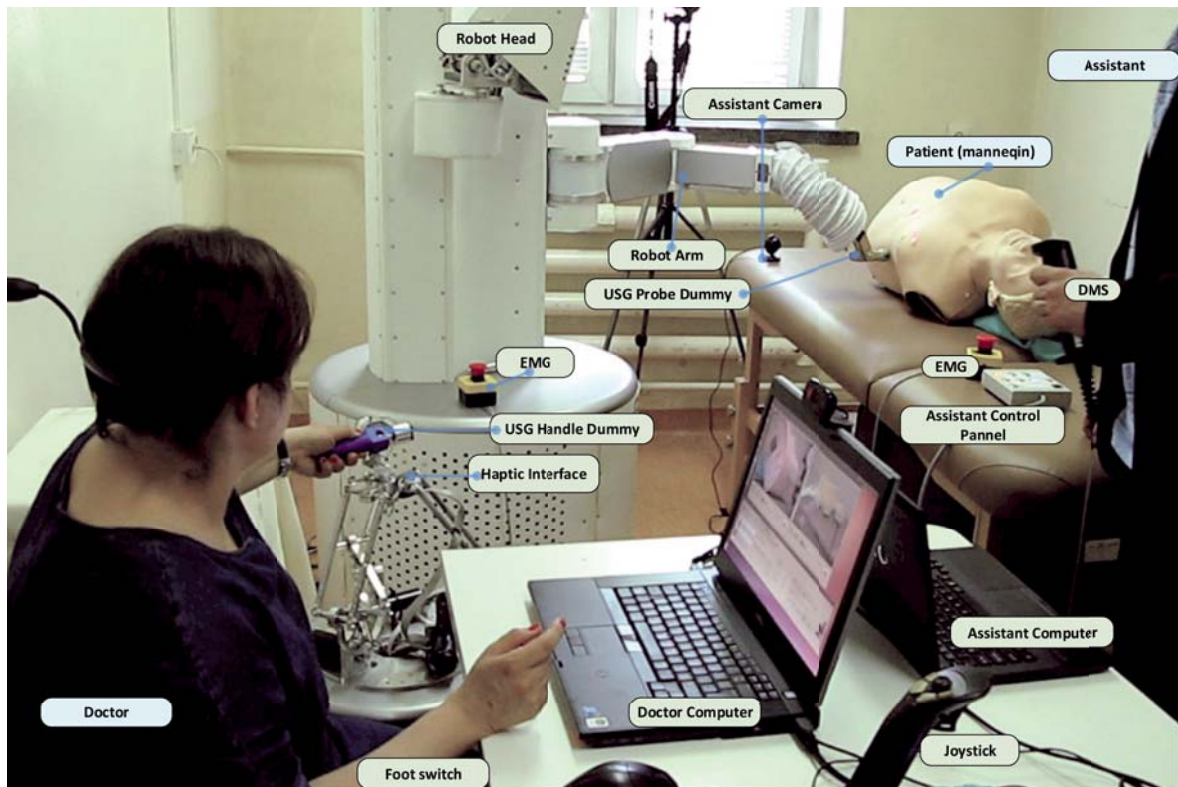


Fig. 9. ReMeDi prototype integrated. Diagnostician and Patient sites

SUMMARY

The first prototype of the ReMeDi system, which is presented in the paper, reflects the user requirements collected during the initial phase of the project. The next step of the project is the evaluation of the first prototype with end-user. All opinions, that will be collected during the tests with real doctors, are going to be used for further improvement of the system. Simultaneously all elements of the system – hardware and software will be developed.

ACKNOWLEDGMENT

This work was conducted in the frame of the ReMeDi project (funded by the European Union under grant agreement no 610902). The Polish part of the research is also financed from the funds for science in the years 2014-2016 granted to a co-financed international project. The authors would like to thank all the partners from the project consortium for their contributions.

LITERATURE

[Action for global health] Actionforglobalhealth.eu: addressing the global health workforce crisis: challenges for france, germany, italy, spain and the uk; http://www.actionforglobalhealth.eu/fileadmin/AfGH_Intranet/AFGH/Publications/HRH_REPORT_SCOPE_WEB_LORES.pdf
[Arbeille 2007]Arbeille P, Capri A, Ayoub J, Kieffer V, Georgescu M., Poisson G. "Use of a Robotic Arm to Perform Remote Abdominal Telesonography" AJR:188, April 2007 W317-W322

[Dégoulange 1999] Eric Dégoulange, François Pierrot, Etienne Dombre, Loïc Urbain, Pierre Caron, Jérôme Gariépy, Jean-louis Mégnien; "Hippocrate: A safe robot arm for medical applications with force feedback" Medical Image Analysis, Vol.3, Issue 3, pp 285-300, Sept. 1999.
[ISO-13407] Human-centred design processes for interactive systems, ISO 1999
[Kraetzschmar 2010]Kraetzschmar, Gerhard K, Azamat Shakhimardanov, Jan Paulus, Nico Hochgeschwender, and Michael Reckhaus. Specifications of Architectures, Modules, Modularity, and Interfaces for the BROCRE Software Platform and Robot Control Architecture Workbench. D2.2, BRICS, FP7, http://www.best-of-robotics.org/pages/publications/BRICS_Deliverable_D2.2.pdf, 2010.
[Kreczmer 2015] B. Kreczmer, F. Grzeszczak, D. Szcześniak-Stańczyk, K. Arent, B. Stańczyk, Video Conferencing Applications for ReMeDi Robotic System, Journal of Medical Imaging and Health Informatics, vol.5, 1-10, 2015
[Martinelli 2007] Martinelli, T., Bosson J.L., Bressollette L., Pelissier, F., Boidard, E., Troccaz, J., Cinquin P., Robot-Based Tele-Echography, "Clinical Evaluation of the TER System in Abdominal Aortic Exploration", J Ultrasound Med 2007; 26:1611–1616
[Salcudean 1999] S.E. Salcudean, G. Bell, S. Bachmann, W.H. Zhu, P. Abolmaesumi, P.D. Lawrence, "Robotassisted diagnostic ultrasound - design and feasibility experiments", in MOCCA'99, C. Taylor and A. Colchester Eds., LNCS Series, Vol. 1679, pp1063-1071, Springer, 1999.
[Stanczyk 2005] B. Stanczyk A. Peer and M. Buss. Haptic telemanipulation with dissimilar kinematics. In Proc. of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), pages 2483-2488, Edmonton, Canada, 2005. Edmonton, Canada, August 2-6
[Stollnberger 2014] Stollnberger, G., Moser, C., Zenz, C., Tscheligi, M., Szczesniak-Stanczyk, D., Janowski, M., Brzozowski, W., and Wysokinski, A. Capturing Expected User Experience of Robotic Systems in the Health Care Sector. In Proceedings of the Austrian Robotics Workshop 2014 (2014), 42–46.
[Stollnberger, Moser 2014] Stollnberger, G., Moser, C., Beck, E., Zenz, C., Tscheligi, M., Szczesniak-Stanczyk, D., Janowski, M., Brzozowski, W., Blaszczyk, R., Mazur, M., and Wysokinski, A. Robotic Systems in Health Care. In Proceedings of the 7th International Conference on Human System Interaction (2014), 276–281.
<http://adechotech.fr/en/products>
www.vgocom.com
<http://www.irobot.com/For-Business/RP-VITA.aspx>

Interfejs użytkownika robota – przegląd urządzeń zadawania ruchu systemów sterowania telemanipulatorów

Artykuł recenzowany

Streszczenie

Praca stanowi przegląd wybranych, stosowanych w przemyśle oraz urządzeń komercyjnych, systemów zadawania ruchu telemanipulatorów. Opracowanie może stanowić pożyteczny przewodnik dla konstruktorów robotów medycznych.

Słowa kluczowe:

sterowanie telemanipulatorów, zadajniki ruchu, systemy haptyczne, manipulator chirurgiczny, RobinHand, sterowanie robotem, FRK, Robin Heart

ŁUKASZ MUCHA

Fundacja Rozwoju
Kardiochirurgii
im. prof. Zbigniewa Religi,
Zabrze

WPROWADZENIE

Ciągły dynamiczny rozwój technologii przyczynia się do powstawania systemów sterowania zapewniających interakcję człowiek-maszyna. Spośród różnych typów komunikacji najbardziej rozpowszechnione jest programowe sterowanie na odległość. Tego typu rozwiązanie powszechnie stosowane jest w środowiskach niebezpiecznych dla życia i zdrowia człowieka. Do wyspecjalizowanej grupy systemów umożliwiających komunikację człowiek-maszyna należy zaliczyć system sterujący gdzie wymagane jest od operatora sterowanie w czasie rzeczywistym. W tej grupie specjalne miejsce zajmują urządzenia ze sprzężeniem siłowym: haptyczne zadajniki ruchu (gr. *háptein* – przyczepiać, chwytac). Realizacja siłowego sprzężenia zwrotnego (ang. *force feedback*) pomiędzy maszyną, a operatorem wymaga rozbudowania systemów sterujących typu master-slave. Robot lub narzędzie wyposażone są w dodatkowe sensory umożliwiające pomiar siły jaka jest na nie wywierana, natomiast sam zadajnik musi posiadać napędy umożliwiające generowanie siły oddziałującej na operatora (Rys.1) [1-3, 31-36].

INTERFEJSY PRZEMYSŁOWE

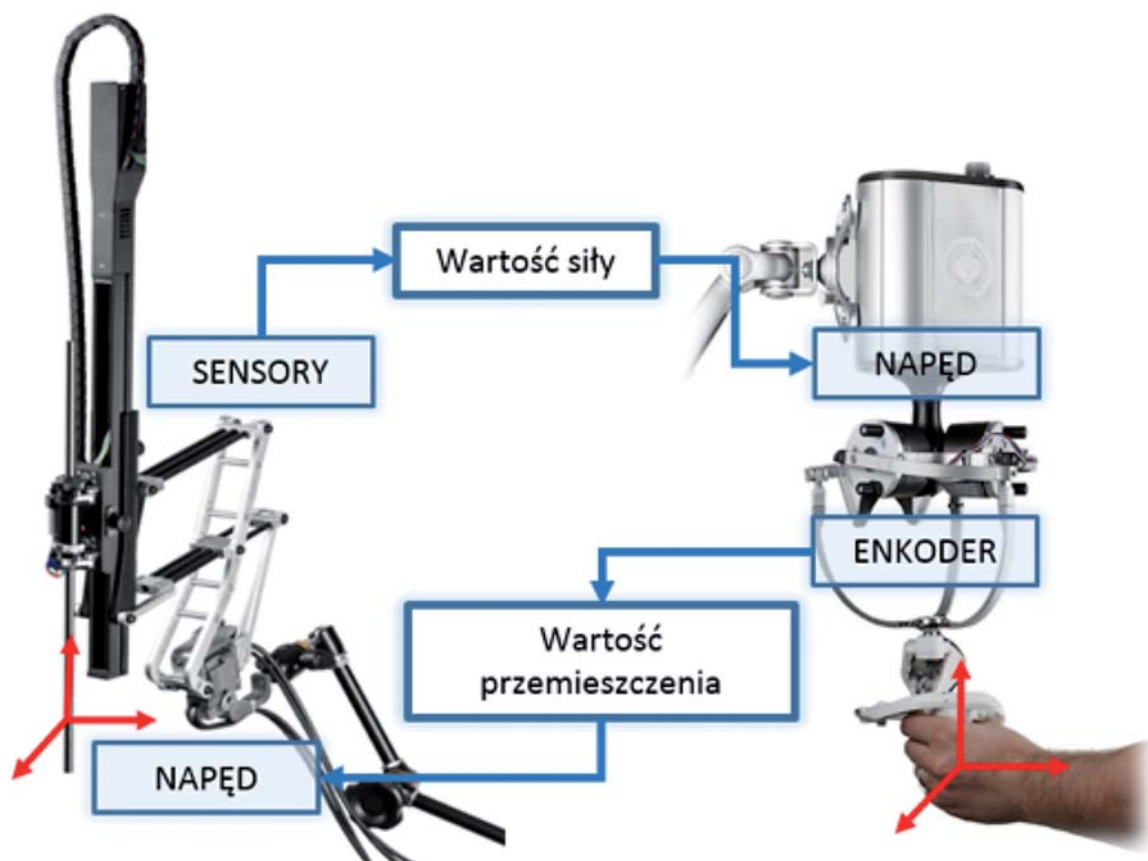
I KOMERCYJNE TELEMANIPULATORÓW

Pierwsze tego typu urządzenie zostało opracowane pod koniec 1940 roku przez Ray Goertz w Argonne National Laboratory (ANL). Urządzenie to pierwot-

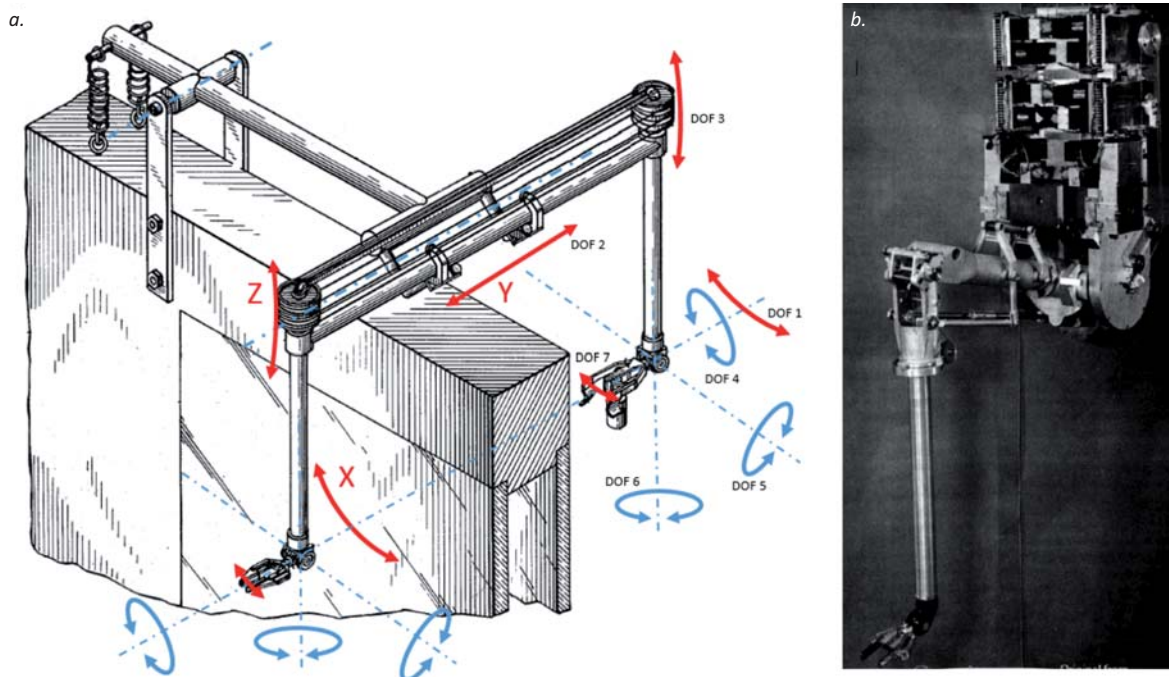
nie przeznaczone było do pracy z materiałami radioaktywnymi. Pomimo, że był to układ całkowicie mechaniczny (Rys. 2), dawał operatorowi subiektywne odczucie kontaktu z manipulowanym przedmiotem, więc możemy je uznać pierwszym urządzeniem z (mechanicznym) sprzężeniem siłowym. W późniejszych latach układ mechaniczny został zastąpiony napędami elektrycznymi.

Obecnie na rynku dostępnych jest wiele tego typu urządzeń, przeważającą grupę stanowią prototypy będące na etapie badań lub w wczesnej fazie wdrażania. Najpopularniejsze z nich zostały szerzej omówione w poniższym artykule.

Jedną z wiodących firm produkujących zadajniki ruchu realizujących siłowe sprzężenie zwrotne jest firma SensAble (Geomagic® Phantom® Premium™) w USA, która opracowała serię manipulatorów PHANTOM (Rys. 3). Grupa tych manipulatorów charakteryzuje się częścią chwytową (efektorem) przypominającym specjalny długopis zamontowany na mechanicznym manipulatorze, który pozwala na współpracę z robotem, a także obiektami wirtualnymi. Manipulatory posiadają sześć stopni swobody dzięki czemu efektor może się poruszać i zatrzymywać ruch dłoni w trzech kierunkach. Poszczególne typy w serii różnią się między sobą zakresem ruchów, liczbą realizowanych stopni swobody, a także siłą oddziałującą na operatora. Wybrane parametry techniczne zostały przedstawione w tabeli 1.



Rys. 1. Schematyczne przedstawienie systemu master-slave ze sprzężeniem siłowym



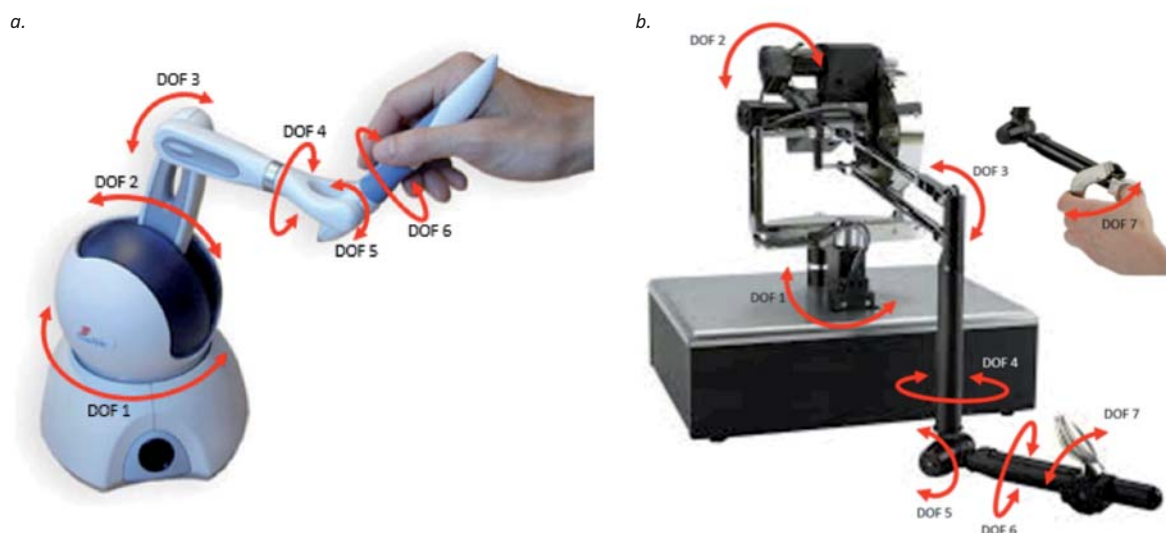
Rys. 2. Urządzenie master-slave opracowane przez Ray Goertz: a) układ mechaniczny, b) mechanizm z zastosowaniem silników elektrycznych [29, 30]



Rys. 3. Zadajniki PHANTOM firmy SensAble: a) Omni, b) Desktop, c) Premium 1,5 [4]

Tabela 1. Parametry manipulatorów firmy SensAble [5]

	Omni	Desktop	Premium 1.0	Premium 1.5 High Force	Premium 3.0
Przestrzeń robocza	> 160 W x 120 H x 70 D mm	> 160 W x 120 H x 120 D mm	254 W x 178 H x 127 D mm	381 W x 267 H x 191 D mm	838 W x 584 H x 406 D mm
Maksymalna siła przy nominalnej pozycji	3,3 N	7,9 N	8.5 N	37.5 N	22 N
Ciągła siła	0,88 N	1,75 N	1.4 N	6,2 N	3 N
Sztywność	oś X 1,26 N/mm oś Y 2,31 N/mm oś Z 1,02 N/mm	oś X 1,86 N/mm oś Y 2,35 N/mm oś Z 1,48 N/mm	3,5 N/mm	3,5 N/mm	1 N/mm
Bezwładność (pozorna masa w końcówce)	~ 45 g	~ 45 g	< 75 g	<150g	<159 g
Nominalna rozdzielczość	> 450 dpi ~ 0,055 mm	> 1100 dpi ~ 0,023 mm	860 dpi 0.03 mm	3784 dpi 0,007 mm	> 1000 dpi ~ 0,02 mm
Interfejs	IEEE-1394, FireWire	Port równoległy, opcja FireWire	Port równoległy	Port równoległy	Port równoległy



Rys. 4. Poszczególne stopnie swobody realizowane przez manipulatory PHANTOM a) Omni, b) Premium 3.0

Urządzenia Omni oraz Desktop posiadają 6 stopni swobody (6 DOF) natomiast Phantom Premium dostarczany jest w czterech wersjach i może być wyposażony w wymienny efektor końcowy który zapewnia funkcjonalność zaciskową, symulując siódmy stopień swobody. Na rysunku 4 przedstawiono

poszczególne stopnie swobody oraz wariant gdzie siódmy DOF stanowi uchwyt nożycowy stosowany powszechnie w narzędziach laparoskopowych.

Force Dimension to szwajcarskie laboratorium badawcze, które od 2001 r. projektuje, konstruuje i produkuje precyzyjne zadajniki ruchu w szczególno-

ści dla sektora medycznego. Flagowe produkty *Delta*, *Omega*, oraz *Sigma* to rodzina urządzeń dotykowych, które zapewniają operatorowi instynktowną i bezpieczną obsługę. Zbudowane na bazie kinematyki równoległej, opcjonalnie połączone ruchomym nadgarstkiem (możliwość orientacji narzędzia) oraz zastosowanie efektora realizującego siłowe sprzężenie zwrotne spowodowały że urządzenia te zdobyły

szybko międzynarodowe uznanie wśród systemów haptycznych. Poszczególne warianty wykonania różnią się między sobą ilością stopni swobody, zakresem realizowanych ruchów jak i siłą oddziaływującą na operatora. Parametry zadajników przedstawiono w tabeli 2. Na rysunku 5 przedstawione zostały produkty firmy *Force Dimension* wraz z realizowanymi stopniami swobody [6].



Rys. 5. Produkty firmy Force Dimension: a) Delta.3, b) Delta.6, c) Omega.6, d) Omega.7 e) Sigma.7, e) konsola

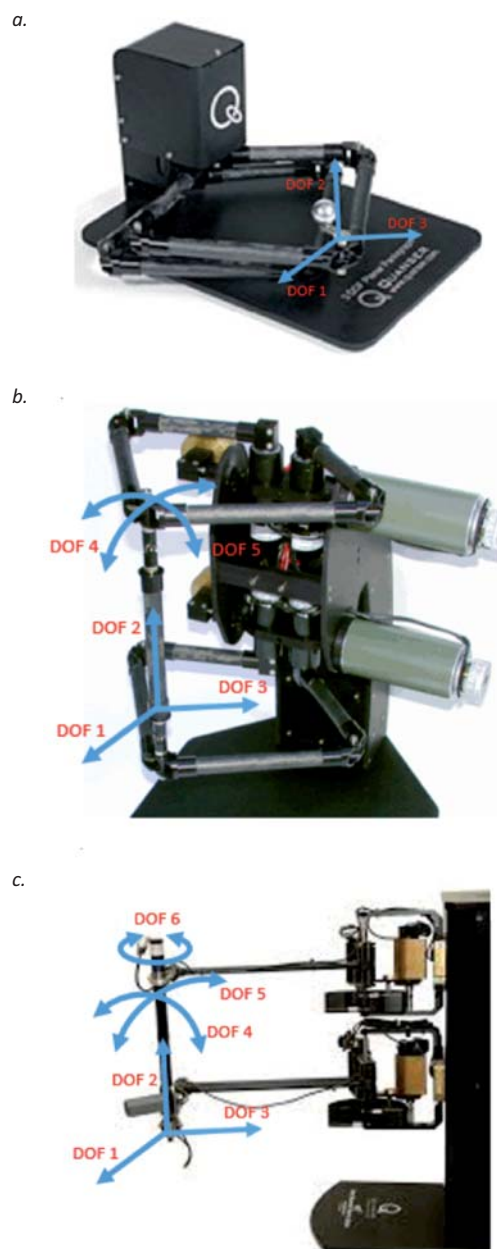
Tabela 2. Parametry manipulatorów firmy Force Dimension

	Przestrzeń robocza	Maksymalna siła	Sztywność	Nominalna rozdzielczość	Interfejs	DOF
Delta.3	Ø 400 x 260 mm	20,0 N	14,5 N/mm	0,02 mm	USB 2.0	3+1 przycisk
Delta.6	Ø 400 x 260 mm obrot ± 22°	20,0 N obrot 150 mNm	14,5 N/mm	0,02 mm obrot < 0,04°	USB 2.0	6
Omega.3	Ø 160x110 mm	12,0 N	14,5 N/mm	< 0,01 mm	USB 2.0	3+1 przycisk
Omega.6	Ø 160x110 mm 240 x 140 x 320°	12,0 N	14,5 N/mm	< 0,01 mm obrot 0,09°	USB 2.0	6+1 przycisk
Omega.7	Ø 160x110 mm 240 x 140 x 180° szczytce 25 mm	12,0 N szczytce ± 8,0 N	14,5 N/mm	< 0,01 mm obrot 0,09° szczytce 0,006 mm	USB 2.0	7+1 przycisk
Sigma.7	Ø 190 x 130 mm 235 x 140 x 200° szczytce 25 mm	20,0 N obrot 400 mNm szczytce ± 8,0 N	-	0,0015 mm obrot 0,013° szczytce 0,006 mm	USB 2.0	7+1 przycisk, 4 programowalne kanały

Manipulatory serii *Delta* w porównaniu do *Omega* charakteryzują się zwiększoną przestrzenią roboczą i wartością siły oddziaływującej na operatora. Zadajnik *Delta.6* został wyposażony w efektor połączony z platformą równoległą za pomocą kulistego przegubu umożliwiając kątowe wychylenie części chwytowej oraz obrót, zwiększając w ten sposób liczbę stopni swobody do 6. W serii *Omega.6* wprowadzony został efektor w postaci odpowiednio wyprofilowanego długopisu, natomiast dla zadajnika *Omega.7* efektor stanowi połączenie par przegubowych odpowiadających ruchom ludzkiego nadgarstka dodatkowo zapewniając *force feedback* w części chwytowej – na ostatnim stopniu swobody. Najnowszy produkt *Sigma.7* jest obecnie najbardziej zaawansowanym interfejsem dla operatora. Zapewnia on 7 aktywnych stopni swobody realizujących siłowe sprzężenie zwrotne w tym wysoką precyzję sterowania [6, 7].

Założona w 1989 r. Kanadyjska firma Quanser Inc. oferuje na rynku zadajniki opracowane przez prof. Tima Salcudean: *Haptic Wand 3* oraz *5 DOF*, a także jego nowszą wersję *HD² High-Definition Haptic Device* wyposażoną w 6 stopni swobody, w wersji na zamówienie jest ich 7. Urządzenia te bazują na kinematyce równoległej pantografu, a efektor którym manipuluje operator wykonany jest w postaci rurki. Na rysunku 6 przedstawione zostały zadajniki wraz z zaznaczonymi stopniami swobody. Producent wycofał ze sprzedaży wersję z trzema stopniami swobody. W tabeli 3 zostały przedstawione ich parametry techniczne [8-10].

Wymienione powyżej modele nie wyczerpują oferty dostępnych na rynku manipulatorów jednak przedstawiają zasadnicze cechy konstrukcyjne wyróżniające je od pozostałych. Dostępnych jest także kilka mniej popularnych rozwiązań. Znajdują one zastosowanie przede wszystkim w laboratoriach, a także umożliwiając pracę w środowisku wirtualnym. Produkty firmy *Novint Technologies, Inc* zostały przedstawione na rysunku 7. *Falcon* to zadajnik charakteryzujący się trzema stopniami swobody natomiast *Novint Xio* to prototyp ramienia niedostępnego jesz-



Rys. 6. Haptic Device: a) 3-DOF Planar Pantograph, b) Haptic Wand DOF, c) HD² High-Definition Haptic Device

Tabela 3. Parametry zadajników firmy Quanser Inc.

	5-DOF Haptic Wand	HD ² High-Definition Haptic
Przestrzeń robocza	X ± 240 Y 85-335 Z -215-235	800 x 250 x 350 obroty 180 x 180 x ciągły
Maksymalna siła	7,7X; 7,0Y; 9,0Z [N] obroty X 750; Y 810 [Nmm]	X 19,71; Y 19,71; Z 13,97 [N] obroty X 61,775; Y 61,775; Z 1,72 [Nm]
Ciągła siła	2,3X; 2,1Y; 3,0Z [N] obroty X 230; Y 250 [Nmm]	X 10,87; Y 10,87; Z 7,67 [N] obroty 0,948 Nm
Sztywność	6000 N/m	3000 N/m XYZ; 3,4 Nm/° XY 0,05 Nm/° Z
Nominalna rozdzielczość	20000 imp/obr	20000 imp/obr

cze na rynku. W tabeli 4 umieszczono charakterystykę techniczną zadajnika *Falcon*. Zadajniki te ze względu na swą niską cenę cieszą się popularnością wśród użytkowników gier komputerowych [10-12].

Francuska firma *Haption S.A.* posiada w swojej ofercie kilka typów zadajników, które można podzielić według kryterium osiąganego przestrzeni roboczej i stosowanej liczby stopni swobody. Produkty *Virtuose™* (Rys. 8 a-e) są klasycznymi urządzeniami biurkowymi posiadającymi od 3 do 6 stopni swobody. Typ *Virtuose™ 6D* posiada w ofercie 3 długości ramion 40, 45 i 50 cm, wersje *TAO* dedykowaną dla symulacji przenoszenia ciężarów, oraz *HF (High Force)* o zwiększonej sile oddziaływania (max. 70 N, ciągła 30 N). Model *MAT™ 6D* (Rys. 8 f) jest dedykowanym ramieniem dla robotów pracujących ze sprzężeniem zwrotnym. Składa się on z dwóch segmentów przegubowych, osadzonych na obrotowej podstawie. Drugi segment kończy się przegubowym nadgarstkiem, który może obracać się wokół trzech osi. W konsekwencji dając operatorowi 6 stopni swobody z możliwością oddziaływania siłowego we wszystkich kierunkach. *Inca 6D™* to zadajnik którego budowa oparta jest na systemie cięgien oferująca bardzo duże pole robocze realizując przy tym *feedback* na wszystkich 6 stopniach swobody. *Inca 6D™* jest zadajnikiem dedykowanym do prac w środowisku wirtualnej rzeczywistości. Do jego głównych zastosowań należą badania ergonomiczne, badania dostępności, symulacja montażu czy przeglądanie projektów. Firma przygotowuje się do wprowadzenia na rynek ramion o 4, 5 i 7 stopniach swobody, na rysunku 7 h przedstawiony został prototyp urządzenia [13-14].

Odminną kinematykę prezentuje zadajnik *HapticMASTER* (Rys. 9) firmy *MOOG FCS Systems*. Zbudowany jest w oparciu o kinematykę z trzema stopniami swobody (dwa przesuwu i jeden obrót),



Rys. 7. Zadajniki firmy Novit a) Falcon, b) Novint Xio [12]

charakteryzuje go bardzo duża siła i sztywność. Dodatkowo istnieje możliwość rozbudowy zadajnika zwiększając liczbę jego stopni swobody w części chwytowej zwiększając tym samym zakres pracy, dzięki dużej sile realizującej siłowe sprzężenie zwrotne wykorzystywane są także jako przyrządy rehabilitacyjne (Rys 9).

Urządzenia *CyberGrasp* oraz *CyberForce* (Rys. 10) produkowane przez producenta *CyberGlove Systems* (*CyberForce* na licencji firmy *SensAble Technologies, Inc*) są jednymi z najbardziej zaawansowanych systemów haptycznych obecnie dostępnych na rynku.

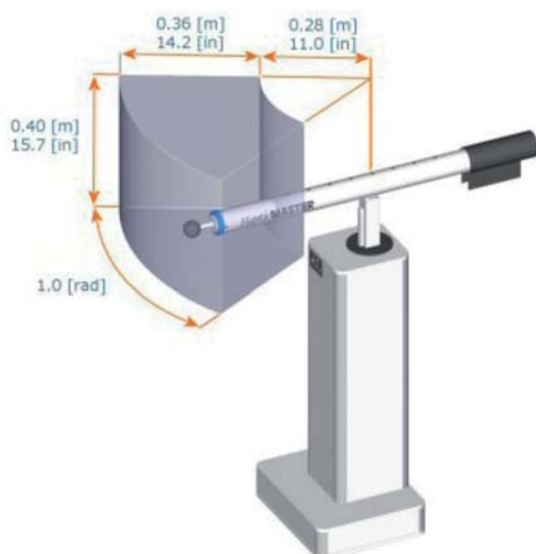
System ten umożliwia odczucie siłowe niezależnie dla wszystkich palców dłoni. Efektor wykonany w postaci specjalnej rękawicy *CyberGlove* w której dłoń umieszcza operator jest połączony z mechanizmem nośnym *CyberForce*. Pozwala badać i wchodzić w interakcje z symulowanym obiektem. Dzięki otwartemu układowi kinematycznemu charakteryzuje się on dużą przestrzenią roboczą [15, 16].

Do grupy wyróżniającej się odmienną budową można zaliczyć zadajnik firmy *Nissho Electronics Co* opartej na budowie manipulatorów równoległych połączonych z platformą Stewarta, na której umieszczony jest efektor w postaci kuli. Do tej samej grupy można zaliczyć zadajnik *Impulse Engine 3000* firmy *Immersion Corporation*, *VIRTUOSE 6D Desktop* firmy *Haption*, oraz *Cubic (MPB Technologies)*. Zadajniki te zostały przedstawione na rysunku 11. Obecnie nie są powszechnie dostępne na rynku [10, 19-23].

W 1993 r. na *University of Laval*, w Kanadzie zaprojektowany został robot przeznaczony do szybkiej orientacji w przestrzeni kamery lub aparatu o nazwie *Agile Eye*. Na podstawie tej konstrukcji opracowany został również haptic umożliwiający siłowe sprzężenie zwrotne *SHaDe*. Na rysunku 12 przedstawione zostały prototypy tych urządzeń. Mechanizm sterujący posiada tylko trzy stopnie swobody. Niewątpli-



Rys. 8. Zadajniki firmy Haption S.A. Virtuose™ 3D Desktop, a-d) Virtuose™ 6D Desktop, e) Virtuose™ 6D f) MAT™ 6D g) Inca 6D™, h) Able



Rys. 8. Zadajnik HapticMASTER firmy MOOG FCS Systems [12]

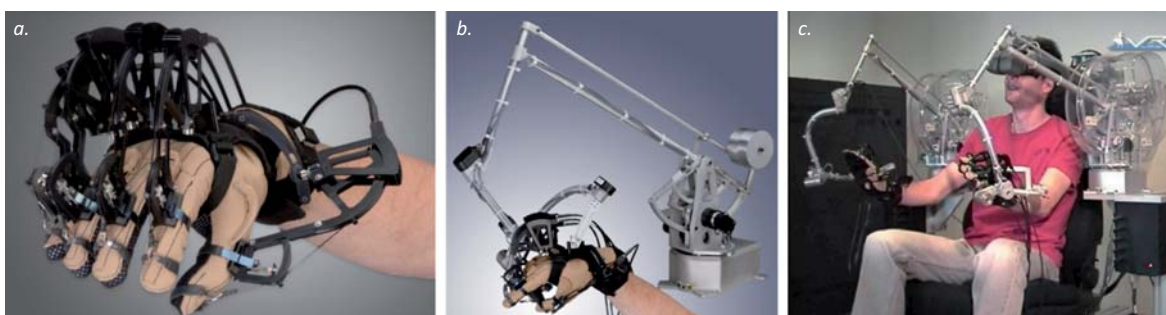
wą jego zaletą jest precyzyjny obrót wokół punktu znajdującego się wewnątrz dłoni użytkownika.

Odminną konstrukcją charakteryzują się zadajniki wykorzystujące zjawisko lewitacji magnetycznej. Do najważniejszych można zaliczyć *UBC Wrist* (University of British Columbia) (Rys. 13 a) *IBM Magic Wrist* (Carnegie Mellon University) (Rys.13 b), oraz *Maglev 200* (Butterfly Haptics, LLC) (Rys. 13 c). Charakteryzują się one małą przestrzenią roboczą oraz eliminacją mechanizmów pośrednich pomiędzy napędem a efektem zadajnika. Takie rozwiązanie przyczyniło się do poprawy interakcji człowiek-maszyna. Zadajniki lewitujące cechuje bardzo mała bezwładność, brak tarcia statycznego i luzów oraz wysoka rozdzielczość [19-23].

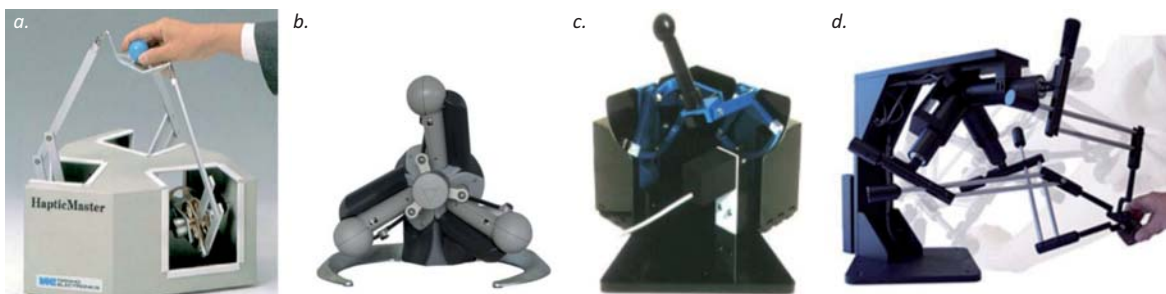
Dostępna jest także grupa zadajników umożliwiającą sterowanie zarówno robotem jak i wirtualną symulację endoskopowych zabiegów chirurgicznych. W urządzeniach tych część chwytowa przypomina część chwytową danego typu narzędzia chirurgicznego i w zależności od producenta może posiadać od 2 do 7 stopni swobody. Do najpopularniejszych rozwiązań należy zaliczyć *Laparoscopic Impulse Engine* (Immersion Corporation), *Xitact IHP* posiadający cztery stopnie swobody, oraz *MPB Technologies 7DOF* (Rys.14).



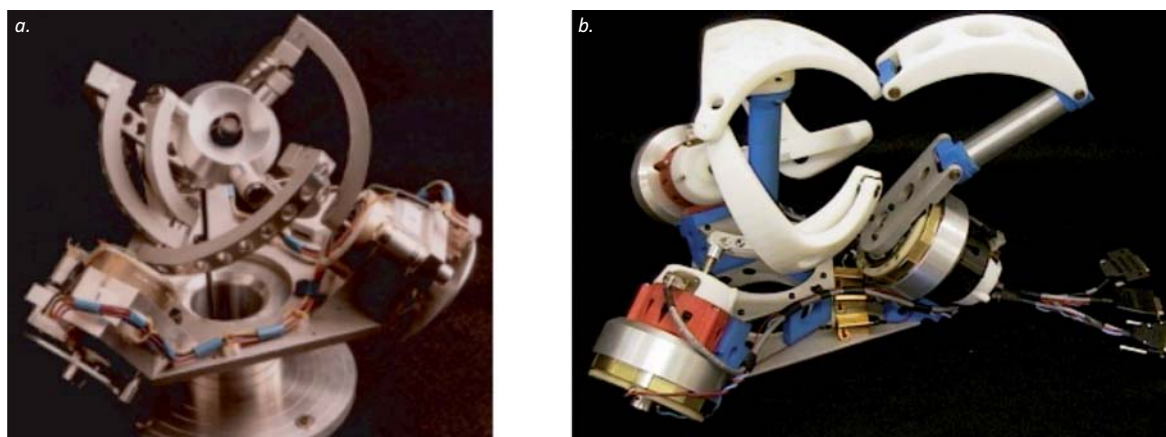
Rys. 9. Przyrządy rehabilitacyjne HapticMASTER [12-16]



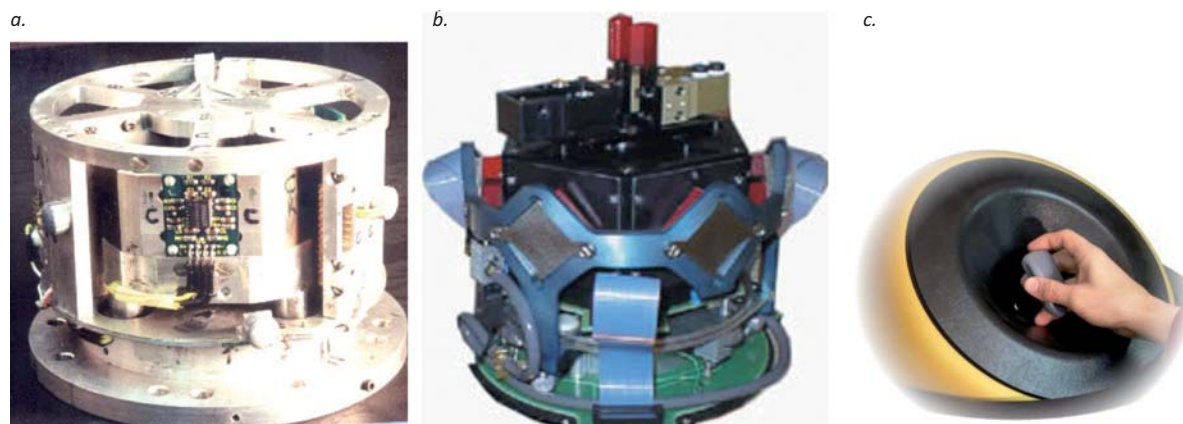
Rys. 10. Produkty firmy CyberGlove Systems: a) CyberGrasp, b) CyberForce, c) Haptic Workstation [16]



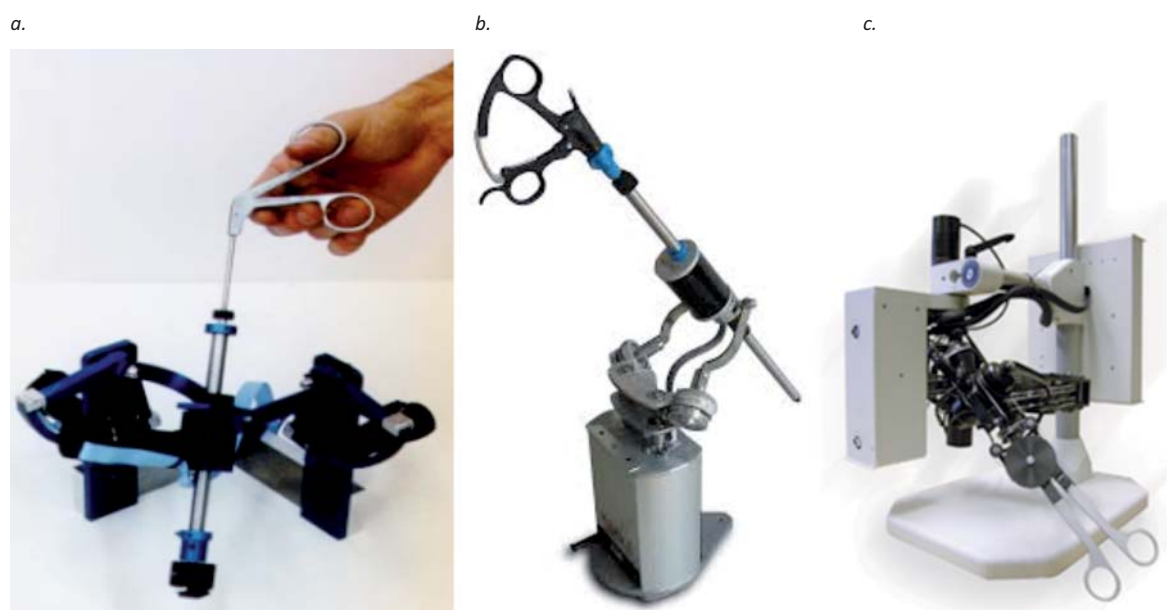
Rys. 11 Urządzenia a) Haptic Master firmy Nissho Electronics , b) VIRTUOSE 6D Desktop, c) Impulse Engine 3000, d) Cubic (MPB Technologies) [18-20]



Rys. 12. QW Prototypu urządzeń: a) Agile Eye, b) SHaDe



Rys. 13. Zadajniki lewitujące: a) UBC Wrist, b) IBM Magic Wrist, c) Maglev 200 [19]



Rys. 14. Zadajniki oparte o budowę klasycznego narzędzia laparoskopowego: a) Laparoscopic Impulse Engine (Immersion Corporation), b) Xitact IHP, c) MPB Technologies [23-26]

WNIOSKI

Jesteśmy świadkami rozwoju konstrukcji systemów zadawania ruchu stymulowanego rosnącym zainteresowaniem zdalnego sterowania zarówno telemanipulatorami jak i obiektami przestrzeni wirtualnej. Rosnące zapotrzebowanie sprzyja uruchomieniu przedsięwzięć komercyjnych i, w jego następstwie, łatwości dostępu do wielu różnorodnych rozwiązań na rynku. Zawsze konstruktor musi odpowiedzieć sobie na pytanie: kto i w jakim celu będzie stosował opracowywany zadajnik ruchu oraz czy są już na rynku obecne urządzenia spełniające określone wymagania. Zagadnienia ergonomii, zakresu ruchu, precyzji i komfortu sterowania są kluczowe dla podjęcia właściwej decyzji. Przedstawiony

przegląd wybranych komercyjnych i przemysłowych zadajników ruchu pozwala na ocenę stanu tej dziedziny techniki, która ma bezpośredni wpływ na rozwój robotyki medycznej. Postępy i ograniczenia wynikające ze sterowania za pomocą układu ruchu człowieka robotów stanowi fascynujący obszar badań interakcji człowiek-maszyna, ergonomii – optymalnego wykorzystania cech anatomicznych i fizjologicznych człowieka dla realizacji określonych zadań przez roboty.

PODZIĘKOWANIE

Dziękuję za pomoc merytoryczną w przygotowaniu publikacji kolegom: Krzysztofowi Lisowi, Krzysztofowi Lechowi i Zbigniewowi Nawratowi.

Tabela 3. Parametry opisanych zadajników ruchu [16-26].

	Przestrzeń robocza	Siła MAX/ciągła	Sztywność	Rozdzielczość	DOF
Falcoln	100 x 100 x 100	8,9 N	—	> 400 dpi	3
Virtuose™ 3D Desktop	200 x 200 x 200 145 x 115 x 148°	10 N/3 N	1 N/mm	0,01 mm	3
Virtuose™ 6D Desktop	200 x 200 x 200 145 x 115 x 148°	10 N/3 N obroty 0,4 oraz 0,13 Nm	2 N/mm	—	6
Virtuose™ 6D	40 cm 810 x 1065 x 458 330° x 130° x 270°	45 N/12N 3,1 i 5 Nm/ 1 i 1,4 Nm	2 N/mm	—	6
	50 cm 1010 x 1330 x 570 330° x 130° x 270°	34 N/9,5 N 3,1 i 5 Nm/1 i 1,4 Nm	1,8 N/mm	—	6
MAT™ 6D	400 x 400 x 400	30 N 3 Nm	—	0,02 mm	6
Inca 6D™	dla przestrzeni 3 m x 3 m x 3 m przestrzeń robocza wynosi 1500 x 1500 x 1500 obroty ±40°	37,5 N/15,5 N obrot 5 Nm/1,5 Nm	—	0,2 mm	6
HapticMaster	360 x 400 x 54°	250 N/100 N	10-50 N/mm	4*10 ⁻⁶ -12*10 ⁻⁶ m	3
Nissho Electronics: Haptic Master	Ø 400	10 N obrot 1 Nm	—	0,4 mm	6
VIRTUOSE 6D Desktop	Ø 300 x 260 obrot 35°	7 ~10 N/1,4 ~3 N	2,5 N/mm 2 Nm/rad	0,02 mm 0,004°	6
Impulse Engine 3000	13 cm	-/8,9 N	—	0,01 mm	—
Magic Wrist UBC Wrist	±4,5 mm obrot ±35°	20 N	—	<0,001 mm	6
Maglev 200	Ø24 mm obrot ±8°	40 N w osi Z	Min.0,002 N/mm obroty max 5,1 Nm/° min 0,01 Nm/°	<0,002 0,001°	6(7)

LITERATURA

- Xin, H., Zelek, J.S., Carnahan, H.: Laparoscopic surgery, perceptual limitations and force: A review. In: First Canadian Student Conference on Biomedical Computing, Kingston, Ontario, Canada, vol. 144 (2006)
- Rosen, J., Solazzo, M., Hannaford, B., Sinanan, M.: Objective evaluation of laparoscopic skills based on haptic information and tool/tissue interactions. Computer Aided Surgery 7(1), 49-61 (2002)
- Perreault, J.O., Cao, C.G.L.: Effects of vision and friction on haptic perception. Human Factors 48(3), 574-586 (2006)
- <http://www.dentsable.com/index.htm>
- <http://www.dentsable.com>
- <http://www.forcedimension.com/>
- P. Sauer, Ł. Borucki, V. Peczyński, M. Michalski, W. Szyfter, K. Kozłowski, D. Budzyński, R. Madoński, D. Mrówczyński: Zastosowanie konsoli haptycznej do sterowania robotem medycznym, Medical Robotics, vol. 2, ISSN: 2299-7407, 2013
- Stocco, L.J., Salcudean, S.E., Sassani, F.: Optimal kinematic design of a haptic pen, IEEE/ASME Trans. Mechatron. 6(3), 210-220 (2001)
- <http://www.quanser.com>
- Astrid M. L. Kappers, Jan B. F. van Erp, Wouter M. Bergmann Tiest, Frans C. T. van der Helm: Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations; ISBN 978-3-642-14063-1
- Talasaz, A.; Lawson Health Res. Inst., London, ON, Canada; Trejos, A.L.; Patel, R.V.; Effect of force feedback on performance of robotics-assisted suturing; Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on; ISSN : 2155-1774; 2012; DOI:10.1109/BioRob.2012.6290910
- <http://www.novint.com/>
- <http://www.haption.com/>
- Gosselin F. and Martins J. P. Design of a new Parallel Haptic Device for Desktop Applications Proceeding of the first Eurohaptics Conference and Symposium on haptic interfaces for virtual environment IEEE, 0-7695-2310-2/05, 2005
- <http://www.nihonbinary.co.jp/>
- <http://www.moog.com/products/haptics-robotics/>
- Van der Linde R.Q., Lammertse P., Frederiksen E., Ruiter B.; The HapticMaster, a new high-performance haptic interface; Proc. Eurohaptics, Edinburgh Univ, 2002, pp. 1-5
- Iwata, H. Desktop Force Display, SIGGRAPH'94 Visual Proceedings, (1994) 215
- <http://intron.kz.tsukuba.ac.jp/>
- <http://butterflyhaptics.com/>
- C Colwell, H Petrie, D Kornbrot, A Hardwick, S Furner, The use of haptic virtual environments by blind people, 1998; DOI: 10.1145/274497.274515
- <http://dev.medicalonline.jp/>
- Cecilie Va'penstad, Erlend Fagertun Hofstad, Thomas Langø, Ronald Ma'rvik, Magdalena Karolina Chmarr, Perceiving haptic feedback in virtual reality simulators, Surg Endosc (2013) 27:2391-2397 DOI 10.1007/s00464-012-2745-y
- Hayward, V., Astley, O. R., Cruz-Hernandez, M., Grant, D. & Robles-de-la-Torre, G. (2004). Haptic interfaces and devices. Sensor Review, 24(1), 16-29. DOI:10.1108/02602280410515770.
- J. Demers, J. M. A. Boelen; Tendon-driven serial distal mechanism; Mpb Technologies Inc.; 2003; Patent US 6593907 B1
- J.G.S. Demers, J.M.A. Boelen, I.P.W. Sinclair - 'Freedom 6S Force Feedback Hand Controller' - Space Robotics volume from the IFAC Workshop - Elsevier Science, Kidlington, UK, 1999
- Chmarr MK, Grimbergen CA, Dankelman J. Systems for tracking minimally invasive surgical instruments. Minim Invasive Ther Allied Technol. 2007;16(6):328-340. doi: 10.1080/13645700701702135
- L. Birglen, C. Gosselin, N. Pouliot, B. Monsarrat, and T. Laliberté. SHaDe, A New 3-DOF Haptic Device. IEEE Transactions on Robotics and Automation, 18(2):166-175, 2002.
- Zbigniew Nawrat Robot Robin Heart – projekty, prototypy, badania, perspektywy Rozprawa habilitacyjna nr 24/2011, ISBN 978-83-7509-191-5, ISSN 1689-6262, Katowice 2011 Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach
- Goertz Raymond C; Remote-control manipulator; 1953; Patent US2632574 A
- <http://cyberneticzo.com/>
- Barczak T., Szumowski M., Mianowski K.: Projekt zadajnika i redundantnego manipulatora sferycznego przeznaczonego do chirurgii laparoskopowej. Problemy Robotyki tom 2, red. K.Tchoń, C.Zieliński, Oficyna Wydawnicza PW, Warszawa 2014
- M. Witkowski, K. Mianowski, Projekt wstępny manipulatora nośnego nowego typu dla robota do chirurgii narządów wewnętrznych. Postępy Technologii Biomedycznych, BioMedSilesia, Zabrze 2007, 336-355.
- Nawrat Z, Podsedkowski L, Mianowski K, Wroblewski P, Kostka P, Baczynski M, et al 2002 Robin Heart in 2002 – actual state of Polish Cardio-Robot. Robot Motion and Control, RoMoCo '02 Proc. of the 3rd Int. Workshop on pp 33-8
- Nawrat Z., Podsedkowski L., Mianowski K., Wróblewski P., Kostka P., Pruski R., Małota Z., Religa Z., Robin Heart 2003 – present state of the Polish telemanipulator project for cardiac surgery assistance, Int J Artif Organs. 2003 Dec; 26(12):1115-9
- J. Fraś, S. Tabaka, J. Czarnowski, Visual Marker Based Shape Recognition System for Continuum Manipulators, Challenges in Automation, Robotics and Measurement Techniques 2016, DOI: 10.1007/978-3-319-29357-8_39

Postępy budowy specjalnych interfejsów operatora robota chirurgicznego Robin Heart

Artykuł recenzowany

Streszczenie

Praca stanowi przegląd oryginalnych systemów zadawania ruchu opracowanych dla polskiego robota chirurgicznego Robin Heart. Najnowsze, oryginalne rozwiązanie kontroli robota chirurgicznego Robi Heart – haptyczny zadajnik ruchu – pozwala na sprawne i z wyczuciem siły 3D sterowanie narzędziami robota.

Słowa kluczowe:

sterowanie telemanipulatorów, zadajniki ruchu, systemy haptyczne, haptic device, manipulator chirurgiczny, RobinHend, sterowanie robotem, FRK, Robin Heart

ŁUKASZ MUCHA¹,
KAMIL ROHR¹,
KRZYSZTOF LIS²,
KRZYSZTOF
LEHRICH²,
PAWEŁ KOSTKA²,
WOJCIECH
SADOWSKI¹,
DARIUSZ
KRAWCZYK¹,
PIOTR KROCZEK¹,
ZBIGNIEW
MAŁOTA¹
I ZBIGNIEW
NAWRAT^{1,3}

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

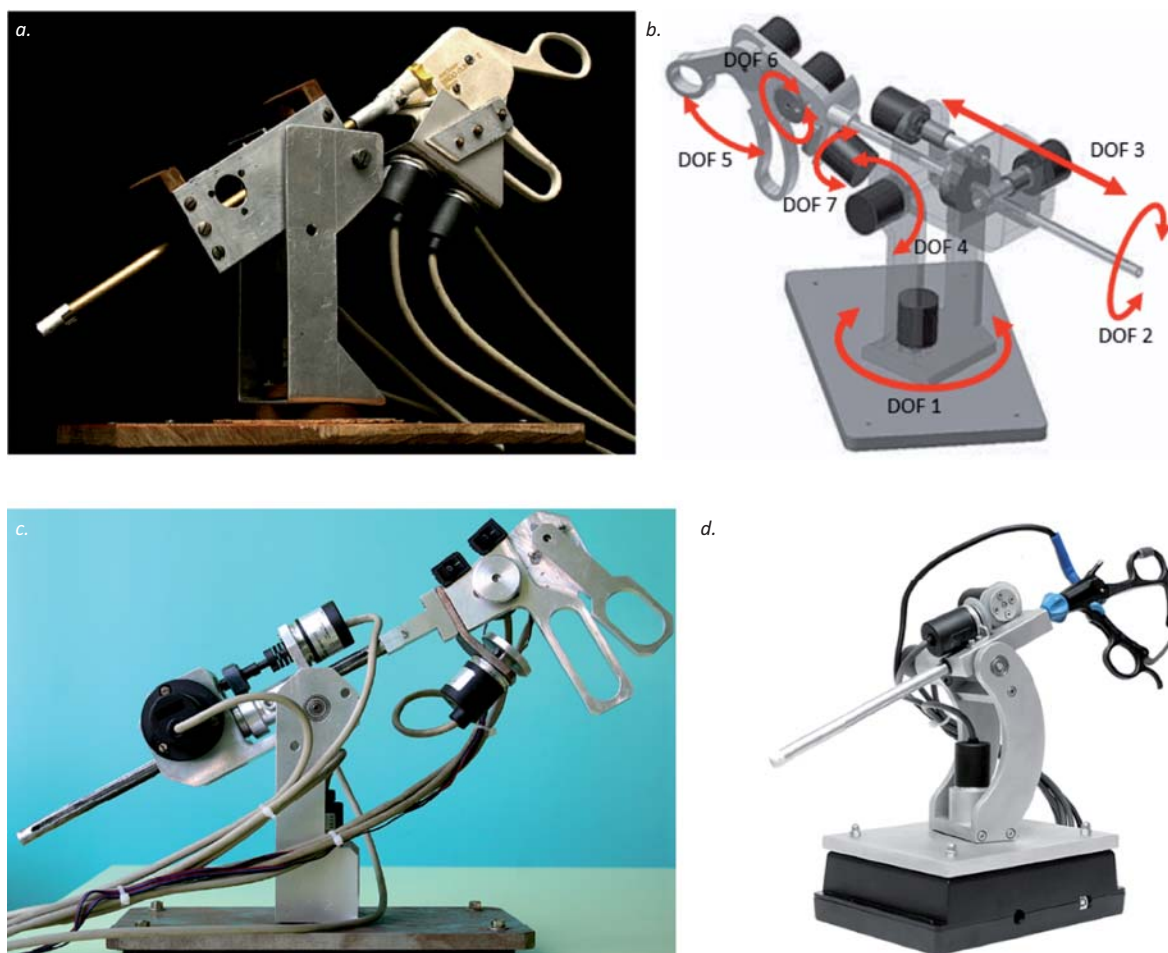
²Politechnika Śląska,
Gliwice

³Śląski Uniwersytet
Medyczny w Katowicach

WPROWADZENIE

Rodzina manipulatorów Robin Heart powstała w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi (FRK) w Zabrze we współpracy ze specjalistami kilku ośrodków akademickich i przedsiębiorstw. Projekt rozpoczął się w roku 2000. Robot ma strukturę modułową umożliwiającą zestawienie sprzętu dla różnych typów operacji na tkankach miękkich. W szczególności samodzielny człon stanowi ramię endoskopowego toru wizyjnego o szerokim zasięgu stosowania. Projekt ewoluował wraz z rosnącym doświadczeniem zespołu [1].

Robot kardiochirurgiczny jest manipulatorem ko-
piującym, telemanipulatorem. Zadajnik ruchu Ro-
bina stanowi odrębny układ elektromechaniczny,
przekształcający intuicyjny ruch dłoni na ciąg im-
pulsów cyfrowych, które umożliwiają operatorowi
manipulację narzędziami robota. Najprostszy sys-
tem sterowania można zastosować, gdy kinematyka
zadajnika ruchu i kinematyka robota są podobne;
wtedy ruch zadajnika jednoznacznie odpowiada
ruchowi robota. Optymalna kinematyka manipu-
latora (*slave*) zwykle różni się od zadajnika ruchu
(*master*). Wymaga to obliczeń układu sterowania



Rys. 1. Zadajniki ruchu oparte o budowę klasycznego narzędzia laparoskopowego: a) prototyp 5 DOF b) model CAD, c) zadajnik 7 DOF, d) model komercyjny

opartych na modelach prostym i odwrotnym robota narzędziowego i zadajnika ruchu. System może zostać wyposażony w moduły detekcji, przetwarzania i przekazywania operatorowi informacji zwrotnej odzwierciedlającej w różny sposób (oddziaływanie siłowe, optyczne, termiczne, wibracyjne i inne) oddziaływanie narzędzia ramienia z obiektami pola operacyjnego. Zarówno sygnały niosące informację o czynnościach operatora, jak i sygnały zwrotne mogą podlegać skalowaniu [1].

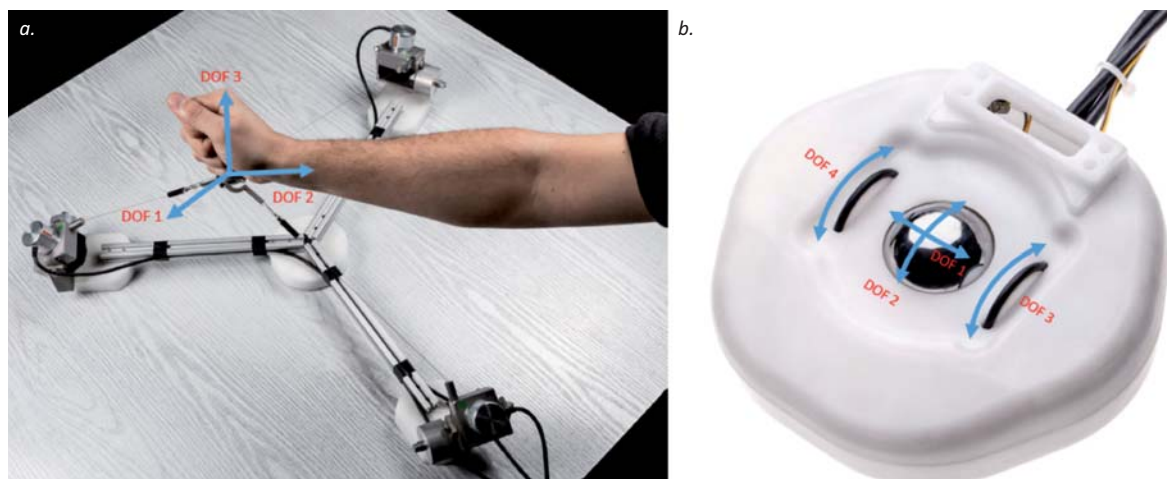
W obecnie stosowanych robotach chirurgicznych brak jest efektywnego sprzężenia siłowego. Chirurg polega na informacjach wizualnych aby bezpiecznie wchodzić w interakcje z tkankami ciała. W celu eliminacji niedogodności wynikających z tego typu sterowania opracowywane są haptyczne (gr. *háptein* – przyczepiać, chwytać) zadajniki ruchu, które umożliwiają sterowanie robotem dając operatorowi jednocześnie subiektywne odczucie kontaktu z ciałem pacjenta.

Telemanipulator chirurgiczny musi spełniać nie tylko ściśle wymogi bezpieczeństwa i precyzji działania

we wnętrzu ciała pacjenta ale też powinien wykorzystywać umiejętności chirurga zdobyte podczas wieloletniej pracy wykonywanej różnymi narzędziami. Te cele muszą być realizowane podczas projektowania konsoli i zadajników ruchu systemu sterowania robotem chirurgicznym. Projektowanie miejsca pracy operatora robota chirurgicznego wymaga studiów cech szczególnych pracy chirurga; doświadczenia, psychologii, ergonomii oraz obiektu pracy; anatomii, fizjologii, biofizyki tkanek i samego robota (struktura kinematyczna, cechy systemu sterowania robotem).

Podczas operacji chirurg wykorzystuje możliwość ruchu we wszystkich stawach kończyny górnej. W określonej przestrzeni roboczej umieszczenie przedmiotu w dowolnie zadanej pozycji i nadanie mu dowolnej orientacji wymaga 6 stopni swobody. Ręka człowieka jest więc manipulatorem redundantnym. Przez ograniczanie liczby stopni swobody (ruchliwości stawów) traci się naturalną zdolność (zręczność) wykonywania różnych zadań [1].

We wstępnej fazie projektu robota Robin Heart badano oddziaływania narzędzi na tkanki ale też



Rys. 2. Zadajniki: a) 3 CORD, b) BALL 4D

prowadzono studia pracy za pomocą różnych narzędzi wykonawczych dla zrozumienia specyfiki doświadczenia chirurga. Zaprojektowano i przebadano wiele różnych modeli – zarówno z więzami mechanicznymi jak i bezdotykowe [2-5].

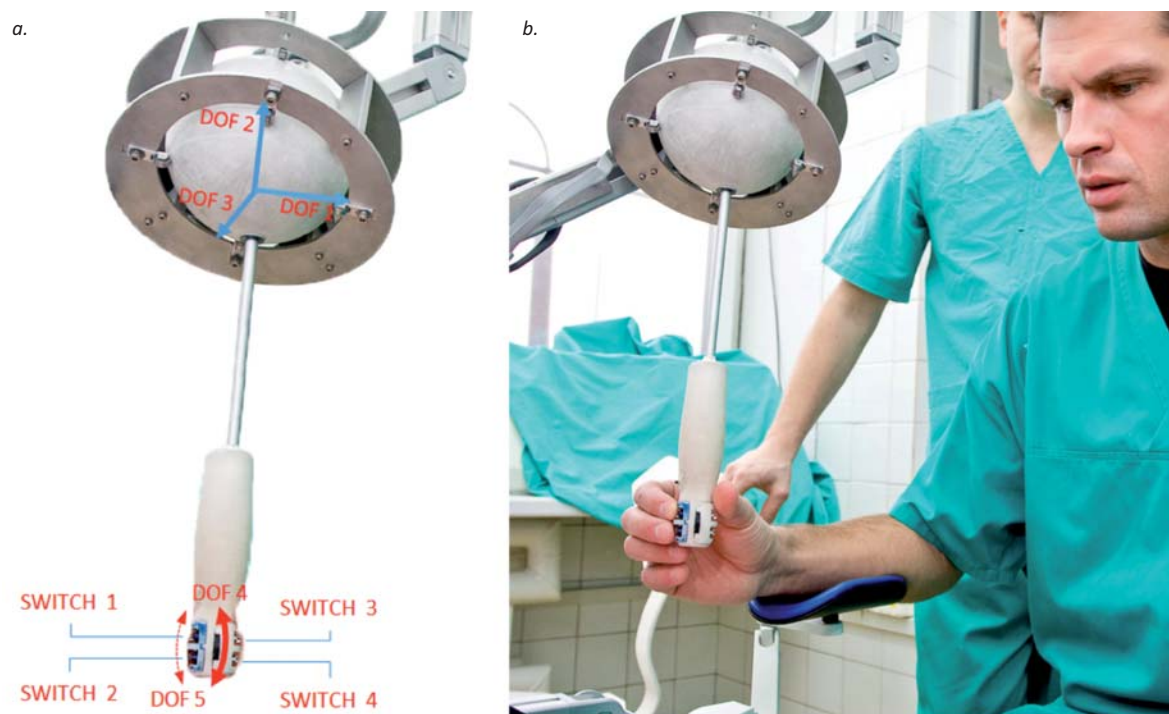
INTERFEJS UŻYTKOWNIKA ROBOTA ROBIN HEART

W ramach realizowanych prac badawczych związanych z budową polskiej rodziny robotów Robin Heart rozpoczętych w 2000 r. w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii rozpoczęto prace nad opracowaniem własnego systemu sterowania. Na przestrzeni lat konstrukcje (o różnej kinematyce) kolejnych modeli robota jak i rosnące doświadczenie zespołu projektowego przyczyniły się do powstania zróżnicowanych modeli zadajników ruchu. W pierwszym etapie opracowane prototypy oparte były o budowę i kinematykę pracy klasycznego instrumentu laparoskopowego posiadającego 5 stopni swobody. Powodem była potrzeba dostosowania sposobu sterowania robota dla przyszłego użytkownika: specjalisty w chirurgii endoskopowej. Zadajniki te przeznaczone były do sterowania robotem oraz treningu i planowania zabiegów w wirtualnej sali operacyjnej. Konieczność zwiększenia przestrzeni manipulacyjnej wewnątrz ciała pacjenta spowodowała rozwój narzędzi robotów chirurgicznych poprzez dodanie kolejnych sterowalnych par przegubowych w efektorze narzędzia. Kolejna wersja została rozbudowana o dwa stopnie swobody (6 i 7 DOF) – Rys. 1.

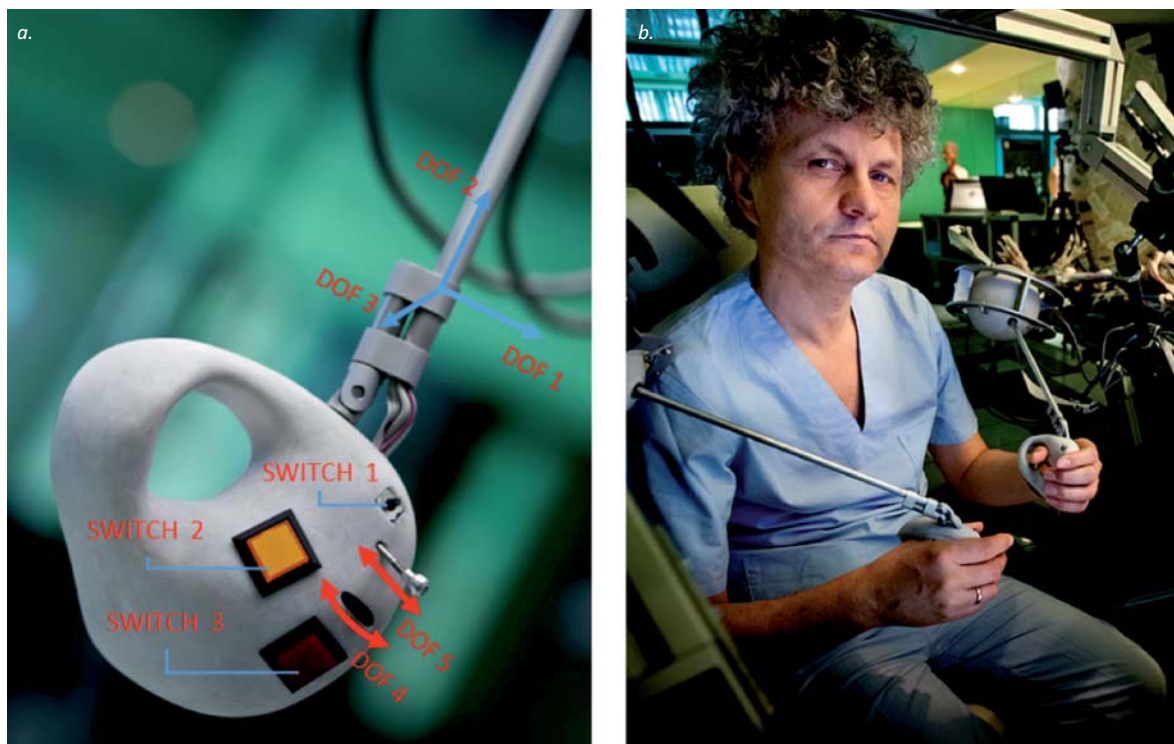
Kolejny z przedstawionych zadajników ruchu – zadajnik 3 CORD – jest zbudowany w oparciu na cięgnach – umożliwia sterowanie położeniem robota w trzech osiach. Zadajnik ten został zaprojektowany do sterowania położeniem endoskopowego toru

wizyjnego, przy czym sterowanie obrotem kamery wokół własnej osi odbywało się za pomocą przycisków nożnych. Następnym rozwiązaniem tego typu jest zadajnik BALL 4D, który umożliwia manipulację wszystkimi czterema osiami wymaganymi dla toru wizyjnego bezpośrednio z zadajnika. Manipulacja w płaszczyźnie XY odbywała się za pomocą kuli, którą obracał operator, obrót i wysuw kamery w osi Z realizowany był poprzez rolki trzeciego i czwartego stopnia swobody. Zaletą takiego rozwiązania było znaczne zmniejszenie przestrzeni zajmowanej przez zadajnik, jego wadę stanowiło kłopotliwe sterowanie dla realizacji toru krzywoliniowego. Zadajniki wraz zaznaczonymi kierunkami manipulacji zostały przedstawione na rysunku 2.

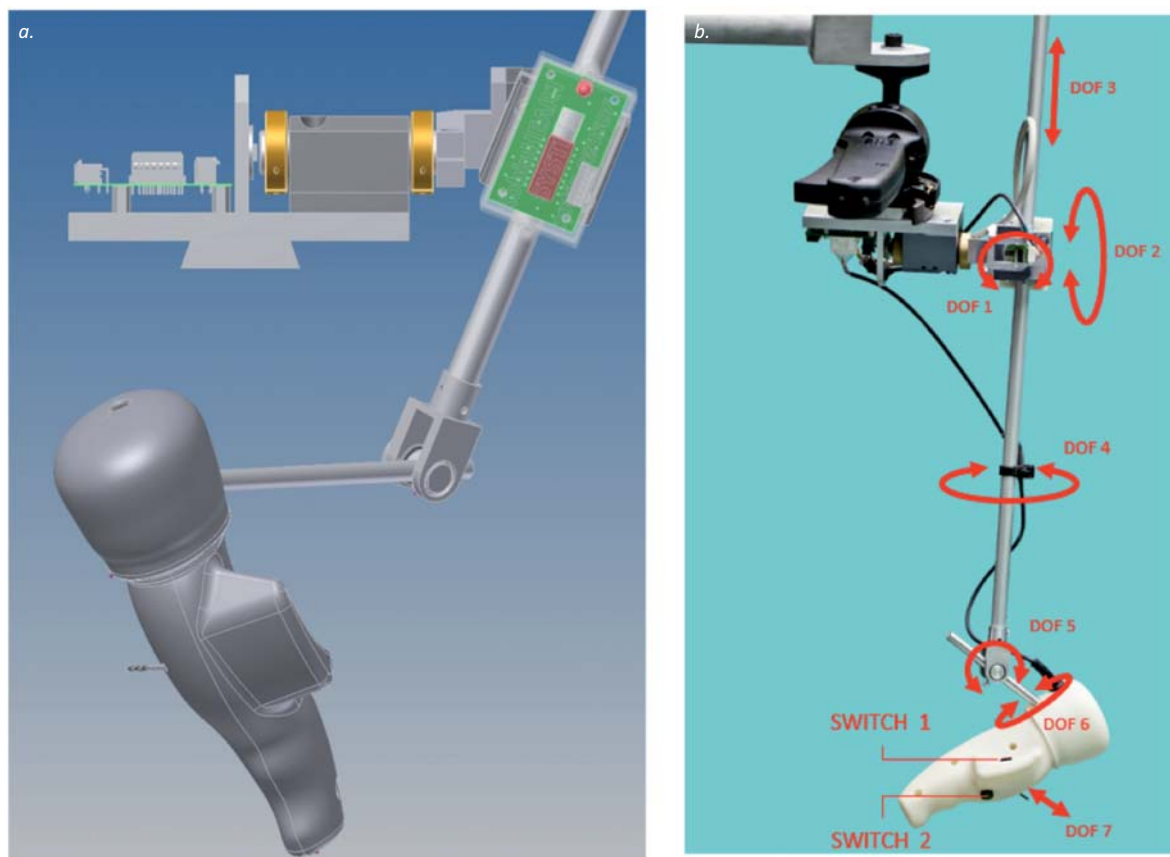
W efekcie kolejnych lat pracy zespołu powstał zadajnik *Stic* którego budowa trzech pierwszych DOF'ów została oparta na sferze, natomiast efektor stanowił część chwytową z czterema programowalnymi przyciskami oraz dwoma przesuwami leżącymi po przeciwnych stronach urządzenia DOF 4 oraz DOF 5 (rys. 3). Dzięki dodatkowym przyciskom operator mógł sterować jednym zadajnikiem położeniem narzędzia, natężeniem światła, oraz funkcjami kamery laparoskopowej. Dalszą rozwojową wersją tego urządzenia stał się zadajnik *Stic II* z efekтором dopasowanym do dłoni operatora, kule natomiast zostały odsunięte za plecy osoby sterującej (rys. 4). Obydwa zadajniki zostały wykorzystane w eksperymencie na zwierzętach z użyciem robota chirurgicznego Robin Heart w latach 2009-2010. Ze względu na duże tarcia w kuli (DOF 1-3) została ona zastąpiona przemieszczeniem liniowym oraz dwoma obrotami tworzącymi przegub krzyżowy. W efekcie dalszych prac rozwojowych wykonany został prototyp zadajnika *ErgoMove*.



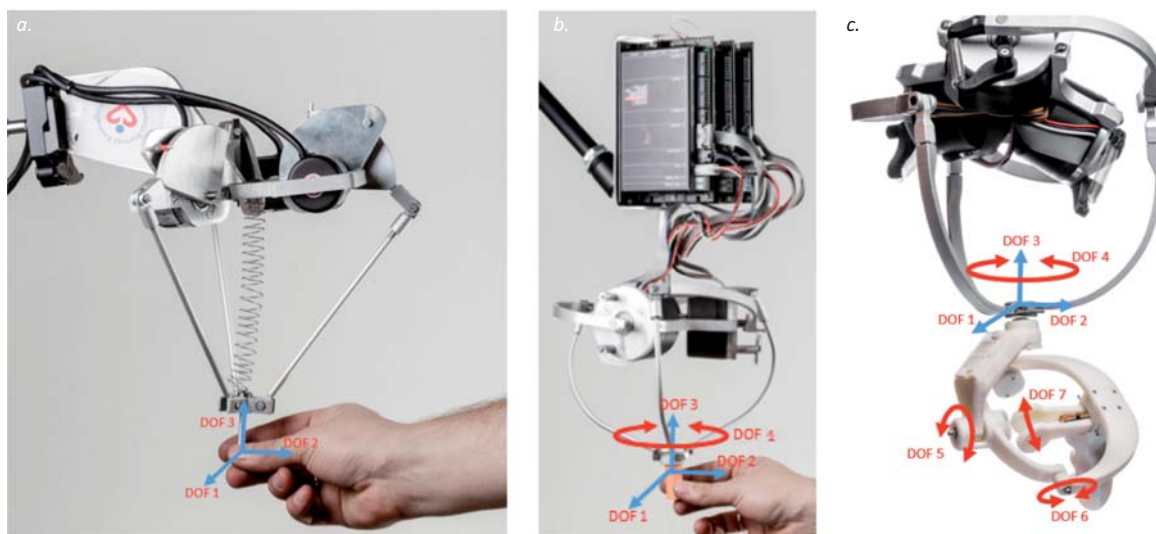
Rys. 3. Zadajnik Stic: a) kierunki manipulacji, b) metoda manipulacji



Rys. 4. Zadajnik Stic II: a) kierunki manipulacji, b) dr hab. Zbigniew Nawrat sterujący robotem Robin Heart



Rys. 5. Zadajnik ErgoMove: a) model CAD, b) model rzeczywisty



Rys. 6. Zadajnik RobinHand wersja: a) RobinHend H, b) RobinHend F, c) RobinHend L



Rys. 7. Zadajnik RobinHand L a) wersja mobilna – komunikacja WiFi,
b) konsola sterująca wraz z zaadaptowanym zadajnikiem (projekt Stiff Flap)



Rys. 8. Prototypy miniaturowych zadajników dedykowanych dla robotów toru wizyjnego: robot Pelikan z zaznaczonymi stopniami swobody (a), zadajnik – wersja urządzenia w oparciu o czujniki żyroskopowe (b), z zastosowaniem manipulatora punktowego (trackpoint) (c), oraz czujnika siły 3D wykonanego w technologii MEM's (projekt INCITE) wykorzystywanego jako mikrodrożystka (d-f)

W zadajniku tym manipulacja w zakresie sześciu stopni swobody odbywa się poprzez obroty poszczególnych członów względem siebie, otwarcie i zamknięcie szczęk narzędzia realizowane jest poprzez siódmy stopień swobody. Zadajnik wyposażony jest dodatkowo w dwa programowalne przyciski (rys. 5).

W roku 2015 opracowany został przez grupę dr Krzysztofa Lisa zadajnik *RobinHand H* o trzech stopniach swobody, przeznaczony do sterowania robotem toru wizyjnego (Rys. 6). W następnej wersji *RobinHand F* wyposażony został w napędy umożliwiające realizację siłowego sprzężenia zwrotnego (DOF 1-3), a także dodatkowy obrotowy stopień swobody (DOF 4). Jego najnowsza wersja *RobinHand L* przystosowana została do adaptacji na potrzeby projektu Stiff-flop z możliwością realizacji 7 stopni swobody przy czym na pierwszych trzech realizowane jest siłowe sprzężenie zwrotne. Poprawiona została ergonomia części chwytowej dopasowana do dłoni operatora. Zadajnik ten dostępny jest w dwóch wersjach: mobilnej-mocowanej na przegubowym ramieniu (Rys. 7a), oraz w wersji z konsolą sterującą (Rys. 7b).

W ostatnim czasie wykonane zostały prototypy miniaturowych zadajników dedykowanych dla robotów toru wizyjnego. Prototypy te przeznaczone są do mocowania bezpośrednio na klasycznym narzędziu laparoskopowym. W ramach prac badawczych wykonano kilka wersji urządzeń w oparciu o czujniki żyroskopowe (Rys. 8a), z zastosowaniem manipulatora punktowego (*trackpoint*) (Rys. 8b), oraz czujnika siły 3D wykonanego w technologii MEM's wykorzystywanego jako mikrodźwistka (Rys. 8c).

■ WNIOSKI

Pracownia Biocybernetyki Instytutu Protez Serca Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii prowadzi projekt robota chirurgicznego Robin Heart. Zaprojektowano, wykonano, badano kilkanaście różnych modeli robota. Optymalizowane są rozwiązania konstrukcyjne i sterowanie, w tym ergonomiczna konsola i zadajniki ruchu. W tym zakresie największymi sukcesami polskiego zespołu są:

1. konsola Robin Heart Shell 1 – system kontroli robota zunifikowany dla konsoli oraz narzędzi typu Robin Heart Uni System – narzędzia można zdjąć z ramienia robota i operować nimi ręcznie; zwerifikowana w pierwszych eksperymentach na zwierzętach w 2009 roku,

2. konsola Robin Heart Shell 2 wykorzystana do sterowania robota Robin Heart mc² podczas eksperymentów na zwierzętach w 2010 r. Robot pracował „za trzech chirurgów” – głównego i dwóch asystujących, dzięki układowi zadajników ruchu i sprzęgieł mógł być sterowany przez jednego operatora,
3. konsola Robin Stiff Flop – z w pełni haptycznym zadajnikiem ruchu.

Obecnie trwają kolejne testy haptycznego systemu RobinHand. Do tej pory wszystkie wyniki świadczą, że może spełnić on oczekiwania odbiorców. Mamy nadzieję, że zebrane wiedza i doświadczenia pozwolą na wykonanie komfortowego miejsca pracy chirurga zdalnie operującego w sposób bezpieczny i precyzyjny. Czas na wdrożenie oczekiwanego i akceptowanego przez użytkowników – chirurgów – polskiego systemu robotów rodziny Robin Heart.

■ PODZIĘKOWANIA

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

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

■ LITERATURA

- [1] Z. Nawrat, Robot chirurgiczny Robin Heart – projekty, prototypy, badania, perspektywy. Rozprawa habilitacyjna 24/2011. Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, Katowice 2011.
- [2] Z. Nawrat, P. Kostka, K. Lis, K. Rohr, Ł. Mucha, K. Lechrich, W. Sadowski, Z. Małota; „Interfejs operatora robota chirurgicznego – oryginalne rozwiązania sprzężenia informacyjnego i decyzyjnego”. Medical Robotics Reports, volume 2, Grudzień 2013, s.12-21
- [3] P. Kostka, A. Nawrat, Ł. Antoniuk, W. Sadowski, Z. Małota. Innowacyjne zastosowania bezkontaktowych interfejsów użytkownika w rozpoznawaniu gestów i telemanipulacji. Medical Robotics Reports, volume 2, Grudzień 2013, s.39-45
- [4] S. M. Mustaza, D. Mahdi, C. Saaj, W. A. Albukhanajer, C. Lekakou, Y. Elsayed, J. Fras; Tuneable Stiffness Design of Soft Continuum Manipulator; Intelligent Robotics and Applications Volume 9246 of the series Lecture Notes in Computer Science ; Sierpień 2015; s.152-163
- [5] K. Lechrich, K. Lis, Z. Nawrat, Ł. Mucha, K. Rohr; The application of 3D printing to the construction of medical manipulators prototypes; Mechanik 3/2016 ISSN 0025-6552;

Endoskop do diagnostyki jelita cienkiego

– przegląd literatury i obecnie stosowanych metod diagnostycznych

Artykuł recenzowany

ŁUKASZ FRĄCCZAK,
LESZEK
PODSĘDKOWSKI,
AGNIESZKA
KOBIERSKA,
PAWEŁ ŻAK,
KATARZYNA KOTER,
PIOTR WRÓBLEWSKI
ADAM SAWICKI

Politechnika Łódzka,
Instytut Obrabiarek i TBM

Słowa kluczowe:

diagnostyka jelit,
jelito cienkie,
endoskopia,
kolonoskopia,
enteroskopia

Key words:

diagnosis,
small intestine,
endoscopy,
colonoscopy,
enteroscopy

Streszczenie

Obecnie lekarze mają utrudnione zadanie w leczeniu chorób środkowej części układu pokarmowego, tj. jelita cienkiego. Najczęstszym problemem jest zbyt późne wykrycie choroby, przez co całkowite wyleczenie staje się utrudnione lub wręcz niemożliwe. Lekarze cały czas namawiają ludzi do przeprowadzania badań profilaktycznych. Lecz nawet częste badania bez odpowiedniego sprzętu również nie przyniosą w pełni oczekiwanych rezultatów. Niniejszy artykuł zawiera przegląd obecnie stosowanych metod diagnostycznych jak i postępów w badaniach nowoczesnego sprzętu diagnostyczno-terapeutycznego. W podsumowaniu artykułu są przedstawione najważniejsze cechy jakie powinno posiadać idealne urządzenie przeznaczone do badań całego układu pokarmowego oraz koncepcja takiego urządzenia.

Abstract

The treatment of disease of the small intestine is not easy. The main problem is often delay in diagnosis making full recovery hard or even impossible. People are regularly encouraged to undergo screening procedures of the colon yet, no easy screening can be performed on the small bowel. This paper is a review of currently used diagnostic methods and a description of advances in this field. In the summary the perfect diagnostic device to evaluate the whole digestive system is proposed.

KOMENTARZ RECENZENTA...

Dr Sławomir Marecik (Chicago)

W powyższym artykule autorzy przeprowadzili przegląd eksperymentalnych jak i obecnie używanych metod w diagnostyce i leczeniu schorzeń jelita cienkiego, skupiając się na robotowym aspekcie tego zagadnienia. Ich konkluzja o możliwym wykorzystaniu pewnych właściwości pasożyta ludzkiego jest ciekawa i wymaga dalszych badań.

Duża część chorób układu pokarmowego jest powszechnie uznawana za choroby cywilizacyjne. Do najczęściej występujących można zaliczyć:

- choroby zapalne w tym: celiakia, choroba Leśniowskiego-Crohna,
- choroby nowotworowe (najczęściej spotykane): odmiany raka (gruczolaki), chłoniaki, nowotwory neuroendokrynne przewodu pokarmowego,
- uchyłki,
- choroby naczyniowe.

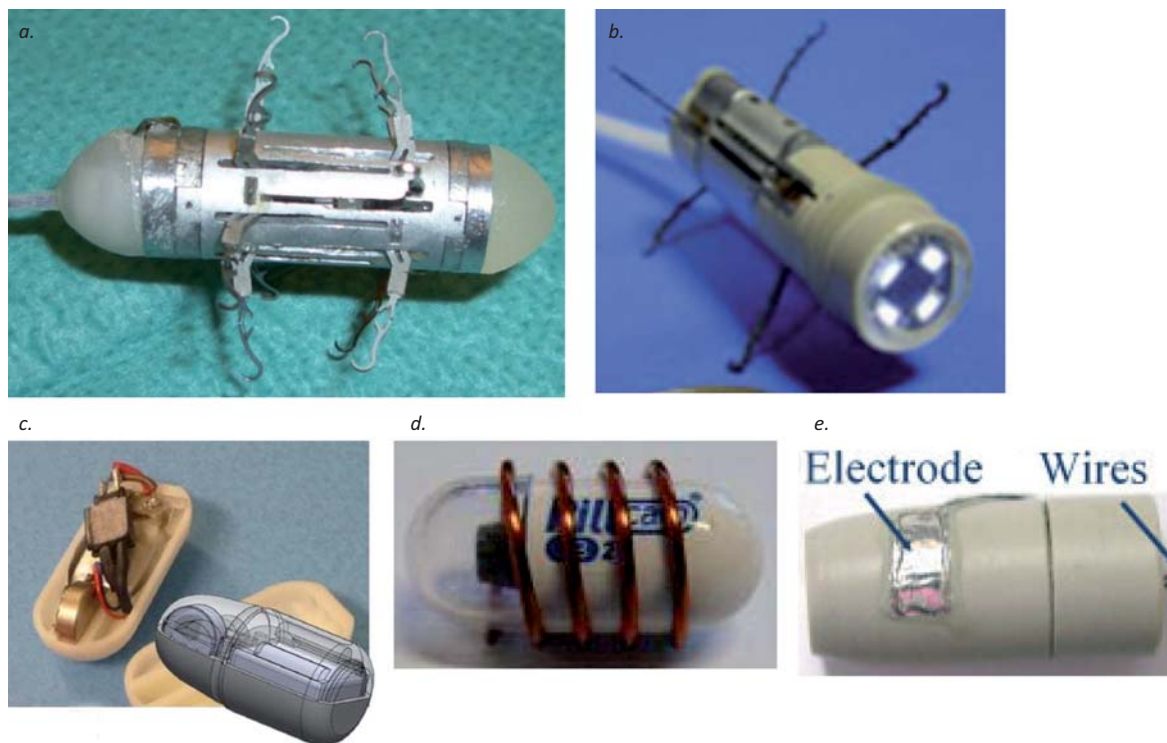
Do najbardziej niebezpiecznej grupy chorób należą choroby nowotworowe (około 30% przypadków powodujących zgony umiejscowione było w układzie pokarmowym). Najczęściej nowotwory można spotkać w okrężnicy, lecz coraz częściej wykrywane są również w jelicie cienkim. Kolejną pod względem niebezpieczeństwa jest choroba Leśniowskiego-Crohna, która obecnie jest uznana za nieuleczalną, choć możliwą do kontroli. Choroba ta jest m.in. związana z zapaleniem końcowego odcinka jelita cienkiego. Głównym problemem przy jej leczeniu jest późne wykrycie objawów. W chwili obecnej lekarze nie są pewni co do przyczyny powstania tej choroby. Zatem podejmowane jest jedynie leczenie objawów.

W większości przypadków ww. choroby są w pełni uleczalne, jednakże aby było to możliwe niezbędne jest ich jak najwcześniejsze wykrycie. Dlatego tak ważna jest prawidłowa i regularna diagnostyka układu pokarmowego. W chwili obecnej najczęstszym

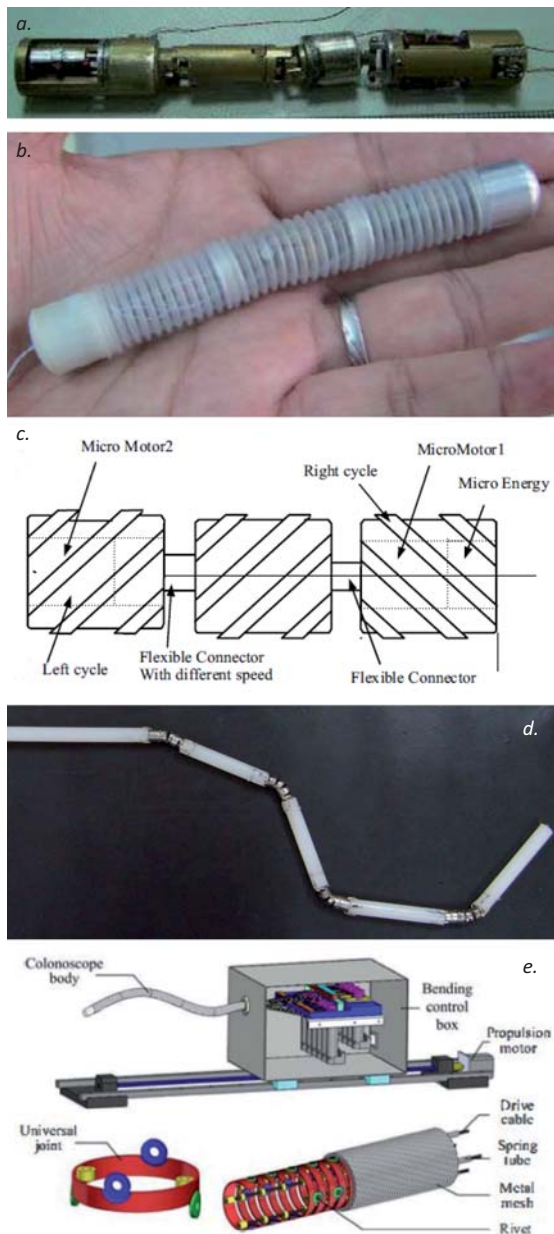
badaniem układu pokarmowego jest kolonoskopia i esofago-gastro-duodenoskopia.

Esofago-gastro-duodenoskopia jest badaniem polegającym na wprowadzeniu poprzez jamę ustną i przełyk endoskopu. W trakcie badań diagnostycznych lekarz może wprowadzić poprzez kanał roboczy narzędzie do obszaru, który należy zbadać. Dzięki temu możliwe jest leczenie punktowe (np. tamowanie krwawień, podanie punktowego leku, usuwanie złożeń, poszerzenia zwężeń przewodu pokarmowego, itp.) a także przeprowadzenie innych interwencji chirurgicznych (wycinanie próbek do badań histopatologicznych, usuwanie polipów, itp.). To uniwersalne narzędzie diagnostyczno-terapeutyczne posiada istotną wadę, którą jest jego zasięg, obecnie ograniczony do badania żołądka i dwunastnicy. Kolejną ważną metodą badawczą jest kolonoskopia. Polega ona na wprowadzeniu kolonoskopu do ciała pacjenta przez odbyt. Budowa kolonoskopu jest zbliżona do endoskopu górnego odcinka przewodu pokarmowego, tak więc ma takie same zalety. Zasięg tej metody diagnostyczno-terapeutycznej ogranicza się do okrężnicy i maksymalnie do 20 cm dolnego odcinka jelita cienkiego. Długość układu pokarmowego jest znacznie większa – samo jelito cienkie u dorosłego człowieka to około 5-6 m, a zatem większość jelita cienkiego nie może być rutynowo badana tą metodą.

Do badań, którymi można diagnozować cały układ pokarmowy można zaliczyć metody radiodiagno-



Rys. 1 Kapsułki diagnostyczne: a) 12-nożna [1], b) 8-nożna [2], c) wibracyjna [3], d) kręcąca się [4], e) elektrostymulująca [6]
 Fig. 1 Endoscopic capsules: a) 12-legged, b) 8-legged, c) vibration [3], d) twisting [4], e) electrical stimulus [6]



Rys. 2. Roboty do diagnostyki jelit: a) Inch Worm [9], b) Squirm Robot [10], c) Micro Robot [11], d) colonovideoscope [12], e) colonoscop [13]

Fig. 2. Robots for intestine diagnosis: a) Inch Worm [9], b) Squirm Robot [10], c) Micro Robot [11], d) colonovideoscope [12], e) colonoscope [13]

styczne. Do najważniejszych można tutaj zaliczyć: tomografię komputerową (TK) – bardzo ważna przy analizie rozległości choroby Leśniowskiego-Crohna, ultrasonografia (USG) narządów jamy brzusznej oraz rentgenowskie badanie jedno lub dwukontrastowe. Badania te są często kosztochłonne tak jak TK. Z drugiej strony metody te nie umożliwiają wykrycia wszystkich chorób. Często niewielkie zmiany nowotworowe pozostają niewykryte, co skutkuje

przeświadczeniem, że pacjent jest zdrowy i przy kolejnym badaniu często jest za późno na całkowite wyleczenie.

Kolejną ważną metodą diagnostyczną jest endoskopia kapsułkowa. Polega ona na połknięciu przez pacjenta kapsułki, która przechodząc przez cały układ pokarmowy, robi zdjęcia. Kapsułki przemieszczają się zgodnie z ruchami perystaltycznymi jelit. To powoduje ich niejednostajny ruch i możliwość niezdiagnozowania niektórych fragmentów jelita cienkiego. Ten problem próbowano rozwiązać poprzez kontrolę położenia kapsułki. Dzięki temu powstały roboty kapsułki: 12-nożna [1], 8 nożna [2], kapsułka wibracyjna [3], kapsułka kręcąca się [4-5] czy też bazująca na ruchach wywoływanych elektrostymulacjami [6].

Wprowadzenie kontroli położenia kapsułki zwróciło uwagę na kolejny problem – ograniczoną pojemność baterii. Dlatego też w chwili obecnej żadna z tych kapsułek nie została wprowadzona do praktyki klinicznej. Brak kontroli położenia został częściowo skompensowany poprzez możliwość zmiany częstotliwości robienia zdjęć. Kontrolę nad częstotliwością sprawuje lekarz diagnozujący. Dużą wadą diagnostyki kapsułkowej jest brak możliwości przeprowadzenia interwencji chirurgicznej jak również pobrania próbek do badań histopatologicznych. Jednymi z najnowocześniejszych rozwiązań są kapsułki inteligentne [8]. W zależności od wyposażenia i przeznaczenia mogą podać punktowo lek, pobrać próbkę do badań histopatologicznych. Kwestią sporną pozostaje jak ją utrzymać w pozycji do podania leku, lub też jaka będzie jakość pobranej próbki, gdy kapsułka po kilku godzinach opuści ciało człowieka. Kolejnym mankamentem jest konieczność wprowadzenia kolejnych kapsułek w przypadku niepowodzenia przeprowadzonej interwencji lub konieczność pobrania wielu próbek. W artykule opracowanym przez G. Ciuti [7] szerzej zostały omówione aspekty związane z endoskopią kapsułką.

Oprócz endoskopii kapsułkowej naukowcy opracowali szereg różnych robotów służących do badania jelit metodą kolonoskopii. Jako przykład można tutaj wymienić: Inch Worm [9], Squirm Robot [10], Micro Robot [11], colonovideoscope [12] i colonoscope [13].

Zasada poruszania robota Inch Worm (Rys. 2a) polega na kilku fazach. W pierwszej robot zapiera się tylnym członem o jelita, a następnie wydłuża człon środkowy. W kolejnej fazie zapiera się członem początkowym i zwalnia człon końcowy. W fazie ostatniej podciąga człon końcowy, po czym rozpoczyna kolejny cykl ruchu – zapieranie członu tylnego. Metoda poruszania się w założeniu jest dość prosta, lecz zaprojektowanie urządzenia poruszającego się tą metodą jest trudne. Wadą tego robota jest zasi-

lanie elektryczne, które wymaga ciągłego podłączenia do źródła, w wyniku czego robot musi ciągnąć za sobą „pępowinę” złożoną z przewodów. Drugim istotnym czynnikiem przemawiającym na niekorzyść wykorzystania napędów elektrycznych jest wydzielane przez nie ciepło. Po dłuższym czasie pracy może dojść do przegrzania jelit, a w dalszej konsekwencji do ich uszkodzenia. Podobny sposób poruszania się jest wykorzystywany w robocie squirm [10] (Rys. 2b). Robot ten składa się z 3 członów połączonych przegubowo i wykorzystuje silikonowe rurki, które odkształcają się w trakcie oddalania bądź zbliżania się członów. Jego przeznaczeniem jest diagnostyka okrężnicy. Ostatnie badania były przeprowadzone *ex-vivo* na świeżo wyprzeżowanej świńskiej okrężnicy. Robot ten musi ciągnąć za sobą przewody dostarczające sprężone powietrze do siłowników, co zmniejsza jego zasięg.

Podobnie jak w przypadku kapsulek tak i w robotach wprowadzanych przez odbytnicę pojawiła się koncepcja ze sposobem poruszania się ruchem spiralnym. Takie podejście wykorzystane jest w robocie zbudowanym z trzech modułów połączonych elastycznymi cięgnami [11] (Rys. 2c). Moduły mają śrubowe nacięcia na zewnętrznej powierzchni i są napędzane niezależnymi silnikami. Robot ten jest przeznaczony do poruszania się w środowisku płynnym. Dzięki śrubowym nacięciom siły napędowe są wywoływane wzdłuż robota popychając go do przodu. Ważną zaletą jest brak kontaktu robota ze ściankami jelit. Efekt ten jest wywoływany poprzez powstanie dynamicznego filmu z cieczy pomiędzy powierzchnią spiralną a ściankami jelit. Do wad można zaliczyć konieczność zewnętrznego zasilania oraz możliwość kontaktu robota z jelitami w przypadku spadku prędkości obracania modułów. W literaturze można znaleźć informacje, że dotychczas przeprowadzono badania w szklanej rurze wypełnionej płynem. Zbliżoną zasadę działania wykorzystuje robot colonovideoscope [12]. Jest on zbudowany z elastycznego endoskopu, z umieszczoną spiralą na jego powierzchni bocznej (Rys. 2d – na rysunku przedstawiony bez zewnętrznej powłoki ze spiralą). Cały endoskop jest obracany poprzez silnik umieszczony na końcu – na zewnątrz ciała pacjenta. Obrót w jedną stronę powoduje, że urządzenie wciąga się do ciała pacjenta, natomiast obrót w drugą stronę powoduje jego wyjście. Pokonanie zakrętów w okrężnicy jest możliwe poprzez odpowiednio uformowany człon prowadzący. Do wad urządzenia można zaliczyć ograniczony zasięg oraz problemy z określeniem położenia miejsca chorobowo zmienionego (ze względu na elastyczność urządzenia i kątowe skrócenie głowni względem zewnętrznej części colonovideoscopu).

Zupełnie innym rozwiązaniem jest robot, który zawiera szereg sekcji sterowanych cięgnami [13] (Rys. 2e). Chirurg wprowadzając ten kolonoskop do ciała

pacjenta steruje ruchem jedynie pierwszej sekcji. Pozostałe sekcje kopiują położenie pierwszej. Robot ten teoretycznie nie powinien dotykać ścianek ciała pacjenta, gdyż jego położenie jest utrzymywane cięgnami. Z praktycznego punktu widzenia duże zakłócenia spowodowane cięgnami będą powodowały chwilowy kontakt. Mimo to, robot ten może być stosowany z powodzeniem u pacjentów, u których nie możliwe jest stosowanie tradycyjnych endoskopów.

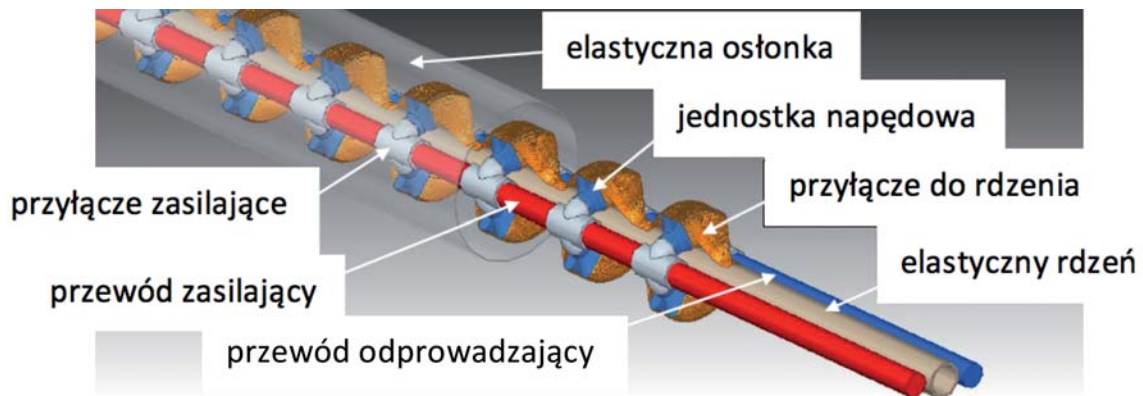
Ważnym badaniem może być endoskopia dwubalonowa [14]. Zasada działania polega na wprowadzeniu urządzenia do przewodu pokarmowego przez jamę ustną. Następnie jeden z balonów (stabilizujący) ustawia się w dwunastnicy i napełnia powietrzem. W dalszej kolejności wprowadza się balon fiksujący do jelita cienkiego najdalej jak to jest możliwe a następnie wypełnia się go powietrzem, utwierdzając tym samym w jelicie po czym spuszcza się powietrze z balonu stabilizującego i doprowadza się go do pierwszego balonu. W kolejnym kroku ponownie pompuje się balon stabilizujący i czynności się powtarza aż do osiągnięcia odpowiedniej głębokości penetracji. Badanie to jest bardzo trudne technicznie do wykonania, a ze względu na duży ból odbywa się pod znieczuleniem ogólnym. Głębokość penetracji rzadko sięga końca jelita cienkiego.

Z przedstawionej analizy wynika, że brak jest obecnie małoinwazyjnych i bezpiecznych narzędzi, które mogłyby dotrzeć w obszar całego jelita cienkiego i wykonywać w nim zabiegi, zarówno diagnostyczne (w tym pobieranie wycinków do badań histopatologicznych), jak i terapeutyczne (usuwanie polipów, tamowanie krwawień, miejscowe podawanie środków leczniczych, itp.).

Biorąc pod uwagę opinie lekarzy i powyżej przedstawioną analizę, otrzymano zestaw najważniejszych cech jakie powinien posiadać idealny endoskop:

- możliwość transmisji obrazu z przestrzeni znajdującej się przed robotem,
- możliwość przeprowadzenia interwencji w obserwowanym polu, w tym:
 - punktowe leczenie,
 - tamowanie krwawień,
 - pobranie próbek do badań histopatologicznych bez ryzyka uszkodzenia próbki,
 - wycinanie polipów,
 - usuwanie zatorów lub możliwość ich ominięcia.
- możliwość diagnostyki całego układu pokarmowego,
- nieprzekraczalną granicą średnicy urządzenia jest 15 mm, jednakże lekarze zalecają aby średnica nie przekraczała 13 mm.

Wykonanie takiego urządzenia wydaje się bardzo trudne. Odpowiedniego wzorca lokomocji można poszukać wśród organizmów żywych. Przykładem mogą być tutaj ruchy jakie wykonuje glista ludzka, która potrafi sprawnie przemieszczać się wewnątrz jelit. Jej



Rys. 3. Przykład robota przeznaczonego do diagnostyki układu pokarmowego
Fig. 3. The example of the diagnostic robot

gabaryty wynoszą do 40 cm długości i 8 mm średnicy. Wzdłuż jej ciała znajdują się 4 pasma mięśni wzdłużnych, które wyginają ciało w płaszczyźnie grzbietowo-brzuszej. Dzięki temu ruchowi glista wykonuje ruchy sinusoidalne od jej przodu do końca.

Tak więc, jak wynika z anatomii glisty ludzkiej, do napędzania endoskopu wystarczy wprowadzić napęd poprzez generowanie fali poprzecznej wzdłuż urządzenia. Problemem podstawowym do rozwiązania jest stwierdzenie jakie siły napędzają glistę. Czy są to oddziaływania między ciałem glisty a treścią jelitową (zbliżone do pływania w wodzie), wykorzystanie ułożenia jelit i traktowanie ich jak podpór, czy też wykorzystanie zjawiska tłumienia polegającego na tym, że ugięcie jelita zużywa więcej energii niż działanie odwrotne, a powstała w ten sposób różnica sił może napędzać niciania? W chwili obecnej nie sposób jednoznacznie odpowiedzieć na to pytanie, jednakże natura pokazuje kierunek, w jakim można podążać, by osiągnąć dalekosiężny cel: opracowanie urządzenia, które pomoże lekarzom w leczeniu chorób cywilizacyjnych związanych z układem pokarmowym.

W chwili obecnej najlepszym rozwiązaniem jest umieszczenie szeregu jednostek napędowych w jednej płaszczyźnie, które to będą wywoływały sinusoidalne odkształcenia rdzenia urządzenia. Naprzemienna praca mięśni w odpowiednich sekwencjach pozwoli na wygenerowanie ruchu sinusoidalnego wzdłuż całej długości urządzenia. Przykład takiego rozwiązania przedstawiony jest na rysunku 3.

Przed wprowadzeniem urządzenia do praktyki klinicznej niezbędne jest wykonanie szeregu badań doświadczalnych mających na celu opracowanie: jednostek napędowych, zaworów sterujących i układu sterowania. Niezbędne będzie również przeprowadzenie badań związanych z bezpieczeństwem pracy urządzenia, aby w pełni zrealizować podstawową zasadę „przede wszystkim nie zaszkodzić pacjentowi”.

BIBLIOGRAFIA:

- [1] C. Quaglia, E. Buselli, R. J. Webster, III, P. Valdastrì, A. Menciasì, and P. Dario, "An endoscopic capsule robot: A meso-scale engineering case study," *J. Micro-mech. Microeng.*, vol. 19, no. 10, pp. 1–11, 2009.
- [2] M. Quirini, A. Menciasì, S. Scapellato, P. Dario, F. Rieber, C.-N. Ho, S. Schostek, and M. Schurr, "Feasibility proof of a legged locomotion capsule for the GI tract," *Gastrointest. Endos.*, vol. 67, pp. 1153–1158, 2008.
- [3] R. Carta, M. Sfakiotakis, N. Pateromichelakis, J. Thone, D. P. Tsakiris, and R. Puer, "A multi-coil inductive powering system for an endoscopic capsule with vibratory actuation," *Sensors Actuators A: Physical*, 2011, to be published.
- [4] Hao Zhou, Gursel Alici, Trung Duc Than, Weihua Li Modeling and Experimental Characterization of Propulsion of a Spiral-type Microrobot for Medical Use in Gastrointestinal Tract, 2012 IEEE.
- [5] Jie Lu, Hongzhou Li, Yongshun Zhang, Xiuguo Lv, Lai-fa Xiao "Start-up Characteristics of a Capsule Micro Robot Applied in Intestine" 2011 International Conference on Mechatronic Science, Electric Engineering and Computer August 19-22, 2011, Jilin, China
- [6] S. H. Woo, T. W. Kim, J. H. Lee, P. U. Kim, C. H. Won, and J. H. Cho, "Implemented edge shape of an electrical stimulus capsule," *Int. J. Med. Robot. Comput. Assist. Surg.*, vol. 5, pp. 59–65, 2009.
- [7] G. Ciuti, Capsule Endoscopy: From Current Achievements to Open Challenges IEEE REVIEWS IN BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 4, 2011
- [8] P. Valdastrì, C. Quaglia, E. Susilo, A. Menciasì, P. Dario, C.-N. Ho, G. Anhoeck, and M. O. Schurr, "Wireless therapeutic endoscopic capsule: In vivo experiment," *Endoscopy*, vol. 40, pp. 979–982, 2008.
- [9] K. Wang, X. Jin, Member, IEEE Inchworm-like Micro Robot for Human Intestine Proceedings of the 2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics December 11-14, 2012, Guangzhou, China
- [10] Kundong Wang, Zhiwu Wang, Yilu Zhou, Guozheng Yan, "Squirm Robot with Full Bellow Skin for Colonoscopy", Proceedings of the 2010 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics December 14-18, 2010, Tianjin, China
- [11] Bin He, Ping Lu and Jiguang Yue, Yingsheng Zhou "Study on a Novel Kind of Micro Robot for Non-Invasive Surgery" Proceedings of the 6th World Congress on Intelligent Control and Automation, June 21 - 23, 2006, Dalian, China
- [12] Liu Qingkai, Xie Tianyu, Study on a New Type of Rotated Insertion Colonovideoscope Robot, 2009 IEEE
- [13] H. Haiyan et al., "Two-Dimension Guidance Control and Simulation of a Colonoscopic Robot", 2011 The 6th International Forum on Strategic Technology
- [14] J. Milewski, G. Rydzewska, „Enteroskopia dwubalonowa – nowa technika diagnostyki i terapii endoskopowej chorób jelita cienkiego”, *Przegląd Gastroenterologiczny*, Vol 1 (1), pp. 54–59, 2006

Robot Domowy

– Home Medical Robot

Wstęp

W odpowiedzi na potrzebę poszukiwania różnego rodzaju udogodnień dla osób przewlekle chorych, przez grupę studentów Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach, została przeprowadzona ankieta pt. „Domowe roboty medyczne”. Jej stworzenie było możliwe dzięki systemowi Formularzy Google. W ankiecie wzięło udział 200 osób, z czego większość stanowili mężczyźni. Struktura wieku respondentów była zróżnicowana, jednakże największą grupę stanowiły osoby w przedziale wiekowym od 18 do 25 roku życia. W ankiecie znalazły się pytania dotyczące m.in.: zapotrzebowania na domowe roboty medyczne, ich preferowanego wyglądu i rozmiaru, a także sposobu w jaki roboty miałyby kontrolować przytomność pacjenta.

Introduction

The group of students of Silesian Medical University in Zabrze conducted a poll entitled „Home medical robot” in order to find a proper convenience for chronically ill patients. The survey was created using Google Forms. Two hundred people took part in the poll, the majority was represented by men. The age of respondents was different, but the main group was in the age between 18-25. In the survey there were questions concerning demand for medical robots, preferred appearance and size as well as way of controlling patient’s consciousness.

ALEKSANDRA
NIEMIEC,
MAGDALENA
ODZIOMEK,
NATALIA OLESIK,
ELŻBIETA
OTWINOWSKA,
MAGDALENA
PACAK,
MARTA PAJDZIK,
HANNA
PASZKOWIAK,
ALEKSANDRA
SZYPUŁA

Śląski Uniwersytet Medyczny

WPROWADZENIE

Z powodów demograficznych, czyli rosnącej liczby potrzebujących, niewystarczającej liczby lekarzy i pielęgniarek robotyka medyczna może stanowić jedyne rozwiązanie problemu opieki domowej w systemie usług medycznych. Choroby przewlekłe, społeczne, liczne problemy wieku podeszłego zaskarbiają – szacujemy około 2 mln rocznie ludzi tylko w naszym kraju – wielu ludzi „samych sobie” w trudnej i niebezpiecznej dla życia sytuacji. Również podniesienie jakości, komfortu życia osób samotnych, niedołączonych jest możliwe poprzez wsparcie ich w domu technologią robotową i telemedycyną.

Powstaje zatem odpowiedzieć na pytanie: Jaki powinien być robot domowy?

METODYKA

W związku z tym, że roboty domowe muszą uzyskać akceptację jego użytkowników jest bardzo ważne dla konstruktorów, projektantów robotów, by zapoznali się z opinią społeczności gotowej na przyjęcie tego typu innowacji. Jedną z klasycznych metod badawczych jest opracowanie odpowiedniej ankiety i analiza jej wyników.

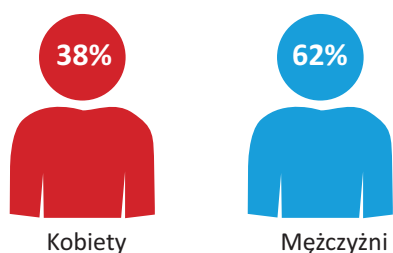
Zakładamy, że pewne grupy studentów będą chciały powtórzyć nasze działania i w ten sposób rozszerzyć statystyczną grupę badanych dlatego naszą pełną ankietę pobrać ze strony internetowej wydawnictwa www.medicalroboticsreports.com. Oczekujemy kolejnych opracowań wykonanych na tej podstawie – prosimy przesłać wyniki do redakcji.

WYNIKI I ANALIZA

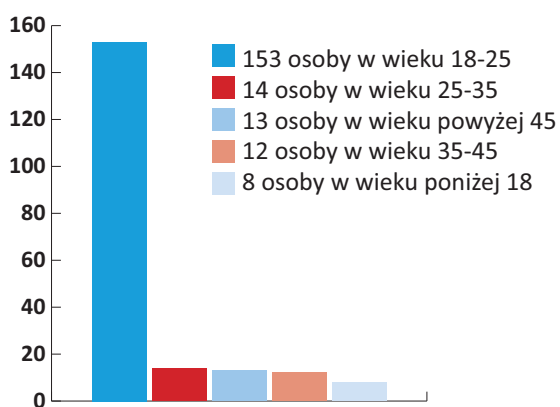
W ankiecie wzięło udział 200 osób, z czego większość stanowili mężczyźni. Struktura wieku respondentów była zróżnicowana, jednakże największą grupę stanowiły osoby w przedziale wiekowym od 18 do 25 roku życia. W ankiecie znalazły się pytania dotyczące m.in.: zapotrzebowania na domowe roboty medyczne, ich preferowanego wyglądu i rozmiaru, a także sposobu w jaki roboty miałyby kontrolować przytomność pacjenta.

Uzyskalismy następujące wyniki na podstawie zebranych danych ankietowych.

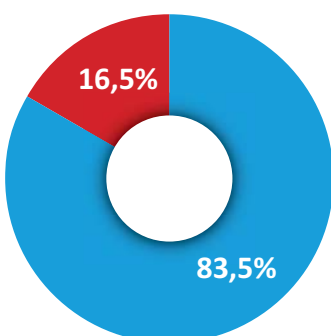
ZRÓŻNICOWANIE PŁCI



ZRÓŻNICOWANIE WIEKU RESPONDENTÓW

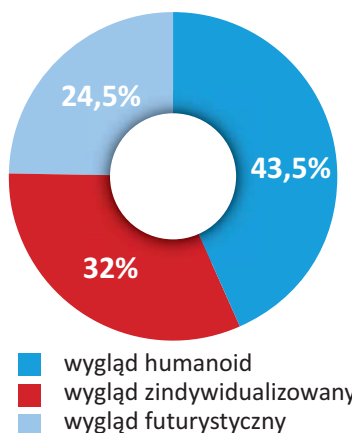


CZY CHCIAŁBYŚ MIEĆ ROBOTA MEDYCZNEGO- DO POMOCY GDYBYŚ CIERPIAŁ NA CHOROBE PRZEWLEKŁĄ

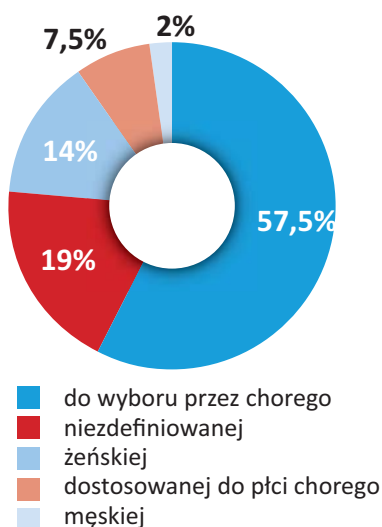


tak
nie

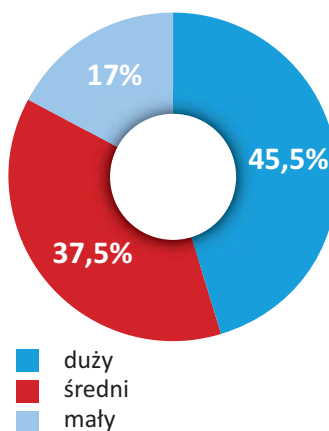
KTÓRY WARIANT WYGLĄDU ZEWNĘTRZNEGO ROBOTA BYŁBY PRZEZ PANA/PANIĄ PREFEROWANY?



JEŚLI ROBOT MIAŁBY BYĆ PODOBNY DO CZŁOWIEKA, JAKIEJ WEDŁUG PANA/PANI POWINIEN BYĆ PŁCI?

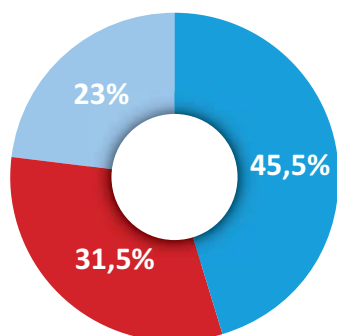


JAKIEJ WIELKOŚCI POWINIEN BYĆ WEDŁUG PANA/PANI DOMOWY ROBOT MEDYCZNY?



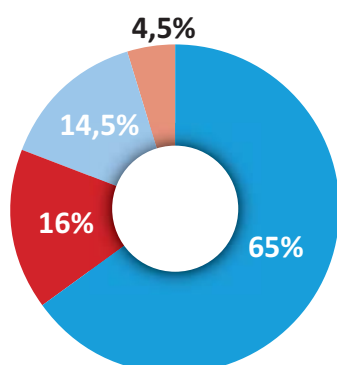
duży
średni
mały

JAKI SPOSÓB PORUSZANIA SIĘ ROBOTA BYŁBY WEDŁUG PANA/PANI NAJBARDZIEJ ODPWIEDNI?



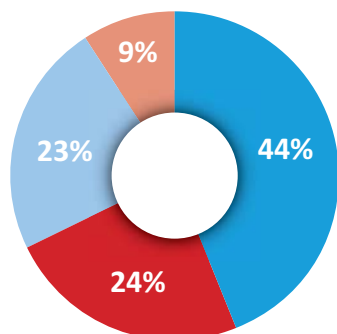
- kroczenie
- na kółkach
- robot gąsiennica

JAKI BYŁBY WEDŁUG PANA/PANI NAJLEPSZY SPOSÓB ZASILANIA ROBOTA MEDYCZNEGO?



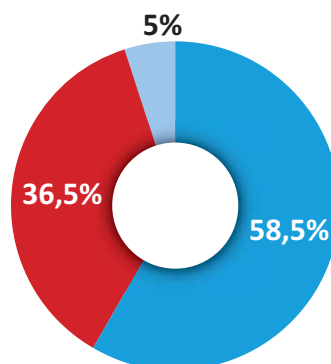
- akumulator
- baterie słoneczne
- żaden z powyższych
- baterie

W JAKIE FUNKCJE WEDŁUG PANA/PANI POWINIEN ZOSTAĆ WYPOSAŻONY DOMOWY ROBOT MEDYCZNY?



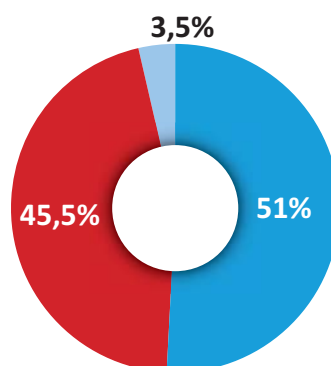
- system rozpoznawania osób
- system rozpoznawania twarzy i śledzenia ruchów gałek ocznych rozmówcy
- system rozpoznawania emocji
- system naśladowania mimiki twarzy

JAKI SPOSÓB STEROWANIA ROBOTEM BYŁBY DLA PANA/PANI NAJWYGODNIEJSZY?



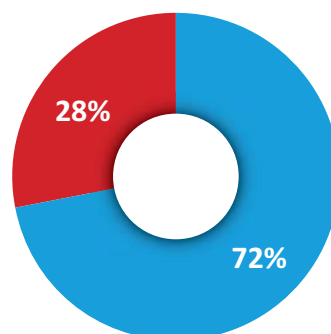
- zmienny
- sterowany głosowe
- sterowany pilotem

JAKIE INNE METODY KOMUNIKACJI Z ROBOTEM STANOWIŁYBY DLA PANA/PANI UDOGODNIENIE?



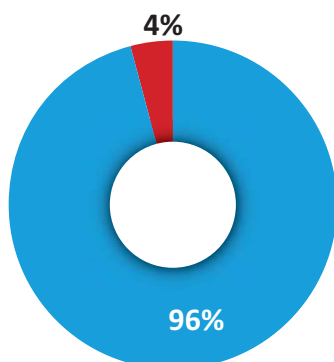
- panel dotykowy
- odczytywanie i interpretacja gestów
- sterowanie aplikacją na urządzeniu mobilnym

CZY ROBOT POWINIEN POSIADAĆ POŁĄCZENIE Z INTERNETEM?



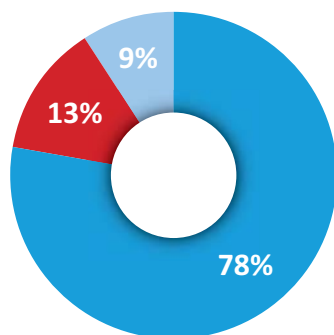
- tak
- nie

**CZY ROBOT POWINIEN MIEĆ MOŻLIWOŚĆ
BEZPOŚREDNIEGO ŁĄCZENIA SIĘ Z CENTRUM
POMOCY W PRZYPADKU WYKRYCIA
ZAGROŻENIA ZDROWIA LUB ŻYCIA?**



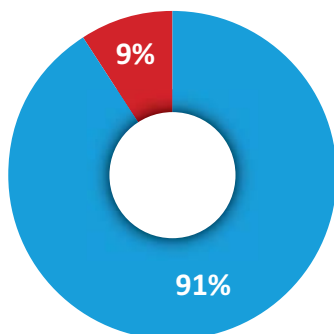
■ tak
■ nie

**JAK WEDŁUG PANA/PANI ROBOT MEDYCZNY
POWINIEN KONTROLOWAĆ PRZYTOMNOŚĆ
PACJENTA?**



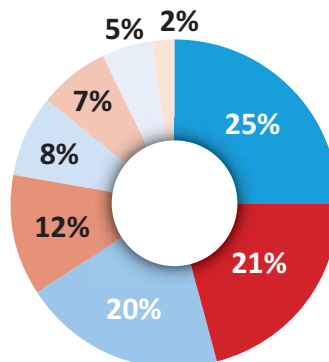
■ bezpośredni pomiar czynności życiowych
■ wymuszenie podania hasła głosowego
■ wymuszenie wciśnięcia przycisku kontroli

**CZY ROBOT MEDYCZNY POWINIEN ZAPISYWAĆ
I PRZECHOWYWAĆ INFORMACJE O WYNIKACH
PRZEPROWADZONYCH BADAŃ I POMIARÓW?**



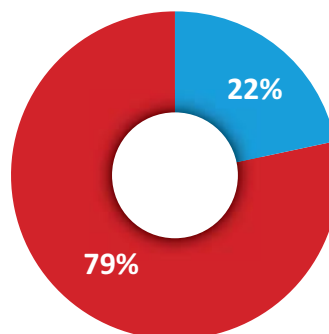
■ tak
■ nie

**KTÓRE Z PODSTAWOWYCH FUNKCJI
MEDYCZNYCH ROBOTA BYŁYBY
DLA PANA/PANI NAJBARDZIEJ ISTOTNE?**



■ pomiar czynności życiowych
■ pomiar ciśnienia i tętna
■ kontrola akcji serca
■ kontrola dawkowania leków
■ pomiar temperatury
■ pomiar poziomu glukozy we krwi
■ wykonywanie drobnych zabiegów
■ kontrola masy ciała

**CZY ROBOT MEDYCZNY POWINIEN ZAPISYWAĆ
I PRZECHOWYWAĆ INFORMACJE O WYNIKACH
PRZEPROWADZONYCH BADAŃ I POMIARÓW?**



■ tak
■ nie

■ PODSUMOWANIE

Z przeprowadzonej ankiety wynika, że zdecydowana większość respondentów byłaby zainteresowana korzystaniem z domowych robotów medycznych. W sprawie wyglądu i rozmiaru tego typu urządzeń zdania ankietowanych są podzielone, jednak największą popularnością zdaje się cieszyć humanoidalny wygląd i duży rozmiar robota. Odnośnie kontrolowania przytomności pacjenta przez urządzenie najdogodniejszym sposobem według respondentów byłoby bezpośrednie badanie czynności życiowych chorego.

Review of surgical robot development in China

YUWEI ZHAO – The Hong Kong Polytechnic University

In the past decade, the global medical device industry has experienced substantial growth, the medical robotic systems market also has experienced exponential growth owing to the increased patient acceptance of robot-assisted minimally invasive procedures to treat various diseases. Based on geography, North America is the largest market for surgical robots while the Asian market is believed to grow at the highest CAGR over the next five years because of the increased government funding for health care and increased spending capacity of people. Therefore, when it comes to the development of surgical robots in China, although it has experienced a shorter history compared with the U.S. and Europe, it fosters rapidly due to the reasons mentioned above.

In China, the first robot successfully applied to the clinic is a system integrating by a PUMA 260 industrial robot on May 6th, 1997 (Chen et al., 1998). It was a robot system for stereotactic neurosurgery implemented by the Robotics Institute of Beihang University from 1997 to 2011 with five generations in total and over 2000 operations were performed in the Navy General Hospital. This robot, named NeuroMaster, is consisted of four major components including the robot arm with its controller, the 3D vision system, the surgical planning software and a remote control system. The robot has five degree-of-freedom (DOF) with the first axis allowing translational movement vertically and other four rotational movements (Tian, et al., 2004). The kinematic diagram is shown in Fig. 1.

The surgical procedure includes mainly three steps, namely surgical planning, registration and insertion (Tian, et al., 2004). Surgical planning is achieved by using CT or MRI data to specify the target location and orientation, registration is calibrated via a binocular stereovision system marked by four markers and in insertion, the robot automatically moves to the location while the surgeon inserts the surgical instrument along a straight line.

Apart from the neurosurgery assisted robot, robots are also applied in the orthopaedic trauma surgery. In 2012, researcher Kuang et al., announced

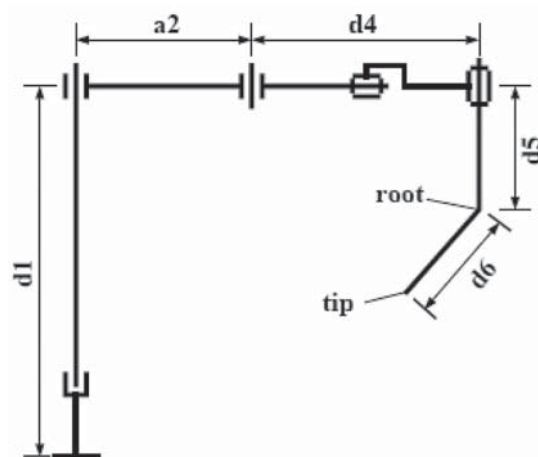


Fig. 1. Kinematic structure of the robot

a novel passive/active hybrid robot for orthopaedic surgery. It is a 7-DOF robot with a C-arm-like remote-center-of-motion (RCM) structure joint. A switchable, back-drivable joint actuator is used to achieve the passive/active hybrid operation, once the button SB1 is pressed, the actuator switches to the power-off state and the surgeon could control the robot link manually. However, only three experiments including two clinical trials were conducted to exam the feasibility of this robot. The results showed that with an image-guided navigation system, the robot, HybriDot could work with high positional accuracy, rigidity and reliability in the surgery.

Nevertheless, it is also acknowledged that currently China still rely more on imported orthopaedic surgery robot systems other than domestic designed and manufactured robots while many software or computer-assisted navigation systems are generated by academic institutes in China, especially in the orthopaedic robot systems. Zhang and his team (2009) proposed a novel application of the navigational templates in orthopaedic surgery. It served to transfer the preoperative plan accurately to the operating theatre. Wang et al. (2011) also demonstrated a computer-assisted navigation system for insertion of cannulated

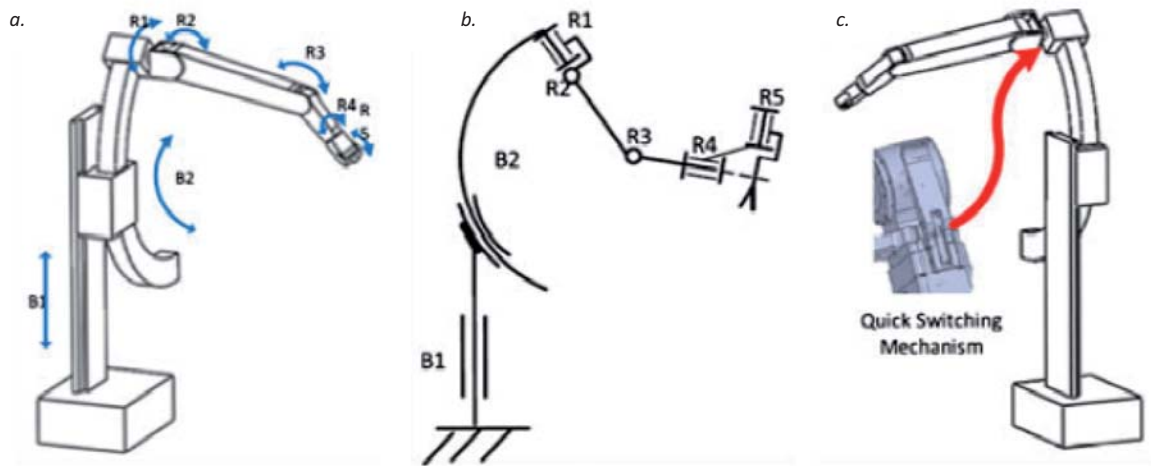


Fig. 2. Robotic design: a. 7-DOF HybriDot; b. kinematic diagram; c. quick-switching mechanism

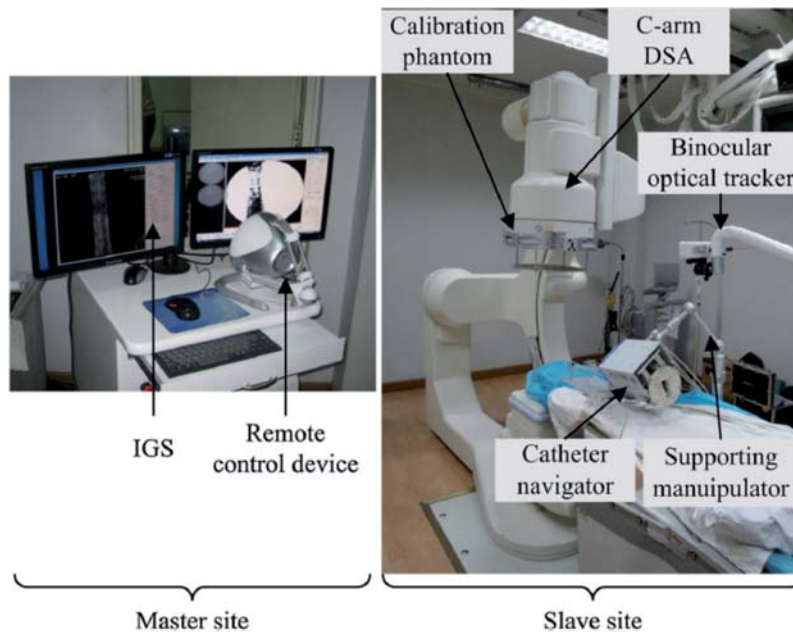


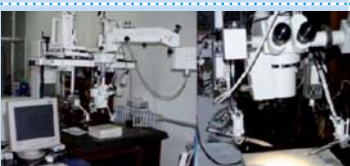
Fig. 3. Structure of RVIR

screws in femoral neck fractures with a bi-planar robot. The result indicated that the computer-assisted system provided significantly improved accuracy compared with the freehand technique. Similar robotic system is also applied to the spinal surgery, Jin et al., (2014) suggested that two essential aspects related to safety issue of Robotic Spinal Surgery System (RSSS) could be further developed: the cooperative control mode for positioning and the fine adjustment mode for precisely adjusting orientation.

Besides, for blood vessel intervention surgery, surgical robots also play an essential role in such process by helping doctor conduct the minimal invasive surgery remotely in a safe place with reduced X-ray radiation. Meng et al. (2013) proposed a mas-

ter-slave structured robotic system to help surgeon perform with accurate teleoperation. The remote control device is a three- degree of freedom (DOF) Falcon haptic device from Novint Technologies. It provides a human computer interface to support doctor to manipulate the catheter and feel the force feedback. The slave comprises a rotational C-arm-based DSA machine, a binocular optical tracker, the medical robot and an operating bed. The medical robot consists of two parts, a supporting manipulator and a catheter navigator. There is a passive hydraulic mechanism to allow locking manipulator at any position while there is a micro force sensor at the end of the catheter to give feedback to the doctor and prevent potential damage of blood vessel.

Other surgical robots without journal support

Surgical Robot	Time/institution	Function
	Robot assisted orthopaedic surgery system (ROSS) Developed by Harbin Institute of Technology in 2004	Long bone reposition Lock distal holes of intramedullary nail
	Orthopaedic robot Developed by Beijing Science and Technology University in 2010	Used for head and face orthotics
	Spine assisted Designed by Shenyang and Shenzhen institute of Chinese Academy of Science (CAS)	Assisted laminectomy surgery (milling) and transpedicular screw insert guiding
	MicroHand Studied by Tianjin University, HIT, and Jinshan Company	Laparoscopic Surgery assistance
	Microsurgery robot: "RAMS" Designed by Nankai University in 2005	Ophthalmic surgery; Organism operation

REFERENCES

- Xiaojun, C., Ming, Y., Yanping, L., Yiqun, W., & Chengtao, W. (2009). Image guided oral implantology and its application in the placement of zygoma implants. *Computer methods and programs in biomedicine*, 93(2), 162-173.
- M.D. Chen, T. Wang, Q.X. Zhang, Y. Zhang, Z.M. Tian, "A robotics system for stereotactic neurosurgery and its clinical application," *Robotics and Automation*, 1998. *Proceedings. 1998 IEEE International Conference on*, Vol. 2, pp. 995 – 1000, May 1998.
- Jin, H., Hu, Y., Tian, W., Zhang, P., Zhang, J., & Li, B. (2014). Safety analysis and control of a robotic spinal surgical system. *Mechatronics*, 24(1), 55-65.
- Kuang, S., Leung, K. S., Wang, T., Hu, L., Chui, E., Liu, W., & Wang, Y. (2012). A novel passive/active hybrid robot for orthopaedic trauma surgery. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 8(4), 458-467.
- Meng, C., Zhang, J., Liu, D., Liu, B., & Zhou, F. (2013). A remote-controlled vascular interventional robot: system structure and image guidance. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 9(2), 230-239.
- TIAN, Zengmin, et al. Neuromaster: a robot system for neurosurgery. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA 2004*. 2004. p. 821-828.
- Wang, J. Q., Zhao, C. P., Su, Y. G., Zhou, L., Hu, L., Wang, T. M., & Wang, M. Y. (2011). Computer-assisted navigation systems for insertion of cannulated screws in femoral neck fractures: a comparison of bi-planar robot navigation with optoelectronic navigation in a Synbone hip model trial. *Chinese medical journal*, 124(23), 3906-3911.
- Zhang, Y. Z., Lu, S., Yang, Y., Xu, Y. Q., Li, Y. B., & Pei, G. X. (2011). Design and primary application of computer-assisted, patient-specific navigational templates in metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 26(7), 1083-1087.

Rynek robotów medycznych

Artykuł recenzowany

**KAROLINA
KROCZEK**

Katedra i Oddział
Kliniczny Kardiochirurgii,
Transplantologii,
Chirurgii Naczyniowej
i Endowaskularnej,
Śląskiego Uniwersytetu
Medycznego

Słowa kluczowe:

rynek,
roboty medyczne,
Intuitive Surgical,
da Vinci

Key words:

market,
medical robot,
Intuitive Surgical,
da Vinci

Streszczenie

Rynek urządzeń medycznych na świecie jest rynkiem bardzo dynamicznie rozwijającym się. Z raportów firm zajmujących się urządzeniami medycznymi wynika iż firmy posiadające w swojej ofercie roboty medyczne takie jak: Stryker, Intuitive Surgical czy Accurary odnotowują duże zyski. Na chwilę obecną liderem rynku robotyki medycznej jest Intuitive Surgical. Firma Intuitive Surgical sprzedaje roboty od 2000 roku, do 2015 sprzedała ich już ponad 2 tysiące w Stanach Zjednoczonych, 0,5 tysiąca w Europie oraz około 400 w Azji. Roboty z rodziny da Vinci znajdują się już w ponad 50 krajach świata. Obecnie największe zyski generowane przez monopolistę na rynku robotów medycznych pochodzą ze sprzedaży narzędzi do wykonywania operacji robotowych.

Abstract

Medical devices market is dynamically developing. Reports from research market companies shows that medical devices companies such as Stryker, Intuitive Surgical, Accurary, obtain high profits. At the moment, leader in medical robotics is Intuitive Surgical. The company sells robots from 2000 and up to 2015 has sold more than 2 thousand system in the United States, about 0.5 thousand system in Europe and 400 in Asia. Da Vinci robots are already offered in more than 50 countries around the world. Currently, the most profits are generated by one company and main source of profits come from the sale of tools for robotics operations.

WSTĘP

Rynek robotów medycznych jest rynkiem dynamicznie rozwijającym się, odnotowującym w ostatnich czasach ciągły wzrost. Wymagania wobec dzisiejszej medycyny są coraz większe. Na znaczeniu zyskują zabiegi chirurgii minimalnie inwazyjnej pozwalającej na znaczne skrócenie czasu hospitalizacji. Pacjenci są leczeni szybciej, dokładniej i mniej boleśnie. Z drugiej strony możemy obserwować zjawisko starzenia się społeczeństwa, zwiększonej liczby przypadków chorób cywilizacyjnych wymagających hospitalizacji czy ciągłe dążenie do poprawy wyglądu. Te czynniki przekładają się na coraz większy popyt na rynku usług medycznych. Dzięki temu zapotrzebowaniu oraz ciągłemu postępowi techniki stało się możliwe stworzenie nowoczesnych narzędzi, jakimi są dzisiejsze roboty medyczne.

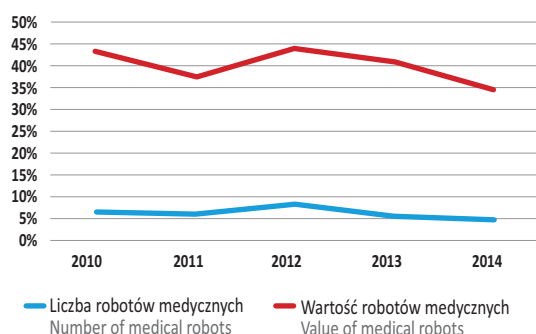
Na chwilę obecną pojęcie robotów medycznych nie jest dokładnie zdefiniowane i pokrywa wiele narzędzi takich jak roboty chirurgiczne, rehabilitacyjne, zrobotyzowane protezy, egzoszkielety czy roboty wspomagające pracę diagnostów albo pielęgniarów.

Na rynku robotów medycznych możemy znaleźć urządzenia niekoniecznie spełniające definicję robotów, znajdują się tam urządzenia będące robotami, telemanipulatorami, zautomatyzowanymi zestawami do nawigacji medycznej czy platformami samojazdnymi. Zgodnie z definicją robot to urządzenie mechatroniczne przeznaczone do realizacji niektórych funkcji manipulacyjnych i lokomocyjnych człowieka, charakteryzujący się autonomią działania w pewnym środowisku [1]. Stąd robot medyczny to urządzenie wykonujące autonomicznie pewne czynności, które w środowisku sali zabiegowej wykony-

wane są przez lekarza. W chwili obecnej ze względów bezpieczeństwa pacjenta większość zadań związanych z zabiegami medycznymi nie może być wykonywana w sposób autonomiczny przez roboty. Jedynymi urządzeniami spełniającymi to kryterium to urządzenia do radiochirurgii, które w sposób zautomatyzowany (autonomiczny) nadążają za naturalnymi ruchami człowieka dostarczając dawkę promieniowania jedynie w wyznaczone miejsca. Roboty chirurgiczne (takie jak np. da Vinci) to telemanipulatory, czyli mechatroniczne ramiona odwzorowujące ruchy wykonywane przez operatora. Narzędzia do pozycjonowania, nawigacji medycznej służą do prawidłowego (wcześniej zaplanowanego) zlokalizowania i zorientowania końcówki roboczej narzędzia, jednak wszystkie ruchy związane z zabiegiem wykonywane są przez lekarza prowadzącego zabieg. Do platform samojezdnych stosowanych w medycynie można zaliczyć roboty pielęgniarzy, przemieszczające się w sposób autonomiczny po korytarzach szpitali. Wszystkie te urządzenia realizują pewne funkcje manipulacyjne lub lokomocyjne człowieka i w zależności od zastosowania różnią się stopniem autonomii, jednak na potrzeby niniejszego artykułu będą funkcjonowały jako szeroko rozumiane roboty medyczne.

RAPORT MIĘDZYNARODOWEJ FEDERACJI NA RZECZ ROBOTYKI

Międzynarodowa Federacja na rzecz Robotyki (International Federation of Robotics) opracowuje coroczny raport na temat bieżącego rynku robotyki na świecie. IFR zajmuje się przede wszystkim robotami przemysłowymi, jednak w swoich raportach zawiera również informację na temat rynku robotów usługowych, w tym między innymi robotów medycznych.



Wykres 1. Liczba i wartość sprzedanych robotów medycznych na tle wszystkich robotów usługowych
(The number and value of sold medical robots compared to all robots) [2].

Zgodnie z danymi przedstawianymi w raportach IFR liczba sprzedanych robotów usługowych od roku 2010 wzrosła o 60% do roku 2014 z około 15 000

Tabela 1. Wybrane firmy z rankingu „Top 100 Public Medical Devices Company”

(Selected companies from the ranking of „Top 100 Public Medical Devices Company”) [3]

No.	Nazwa firmy (Giełda:oznaczenie)	Całkowity przychód za ostatnie 12 miesięcy (w milionach USD)	Wartość rynkowa (w milionach USD)
1	Johnson&Johnson (NYSE:JNJ)	25 836,0	258 689,9
2	Medtronic plc (NYSE:MDT)	23 127,0	98 838,9
10	Stryker Corp. (NYSE:SYK)	9 818,0	35 742,9
18	Smith&Nephew plc (LSE:SN.)	4 669,0	15 823,2
23	Varian Medical System Inc. (NYSE:VAR)	3 093,4	7 445,2
29	Intuitive Surgical Inc. (NasdaqGS:ISRG)	2 257,3	17 013,9
45	Elekta AB (OM:EKTA B)	1 307,1	2 709,8
78	Accuray Inc. (NasdaqGS:ARAY)	379,8	409,9

LSE – London Stock Exchange
Nasdaq – Nasdaq Market;
NYSE – New York Stock Exchange
OM – Sweden Stock Exchange

7 października 2015 r.



sztuk do około 24 000 sztuk. Na wykresie 1 przedstawiono procentowy udział sprzedaży robotów medycznych na tle robotów usługowych w latach 2010-2014. Można zauważyć, że mniej niż 10% wszystkich sprzedanych robotów usługowych stanowią roboty medyczne. W roku 2014 sprzedano łącznie około 1200 robotów medycznych co stanowiło jedynie 5% całego rynku robotów usługowych. Warto jednak zauważyć, że pomimo małego udziału procentowego w liczbie sprzedanych robotów, wartość sprzedaży robotów medycznych to około 40% wartości wszystkich robotów usługowych. W roku 2014 wartość sprzedaży robotów medycznych była szacowana na 3,77 mld USD [2]. Spowodowane jest to wysoką ceną jednostkową robotów medycznych, kształtującą się na poziomie około 1 mln USD za pojedynczy system. Jednymi z najdroższych robotów medycznych są roboty do radiochirurgii, których średnia cena oscyluje w granicy 5 mln USD za pojedynczy system robota CyberKnife.

Analizując wykres liczby i wartości sprzedanych robotów medycznych można zauważyć w ostatnich dwóch latach tendencję spadkową. Spowodowane to może być faktem zwiększającej się popularności i dostępności małych robotów rozrywkowych czy edukacyjnych również zaliczanych do sektora robotów usługowych.

NAJWAŻNIEJSI GRACZE NA RYNKU ROBOTÓW MEDYCZNYCH

Rynek urządzeń medycznych jest szybko rozwijającym się działem gospodarki. MedTechWorld przygotował ranking stu najlepiej zarabiających firm działających na światowym rynku urządzeń medycznych w 2015 roku [3]. W czołówce stu najlepiej zarabiających firm znalazło się aż osiem firm zajmujących się robotami medycznymi.

Na pierwszym miejscu według całkowitego przychodu w roku 2015 znalazła się firma Johnson&Johnson zajmująca badaniem, produkcją i sprzedażą szerokiej gamy produktów związanych z opieką zdrowotną. W marcu 2015 firma podpisała porozumienie z Google Inc. dotyczące współpracy nad nowym zaawansowanym chirurgicznym systemem robotowym [4].

Na drugim miejscu z przychodami rzędu 23 mld USD znalazła się firma Medtronic zajmująca się narzędziami chirurgicznymi, sprzętem monitorującym stan pacjentów czy respiratorami. Medtronic, dzięki przejęciu firmy Covidien na początku 2015, zaangażowało się w pracę nad nowej generacji zrobotyzowaną platformą dla zabiegów chirurgii minimalnie inwazyjnej [5].

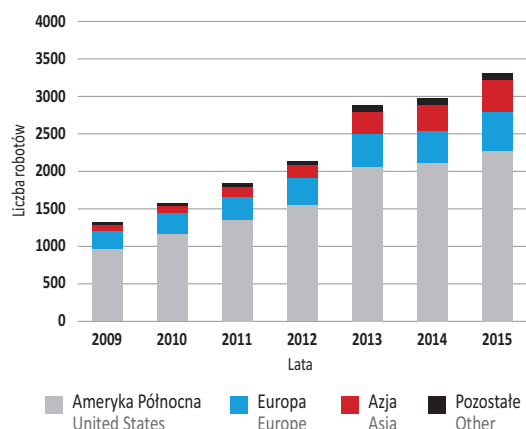
Na wysokich miejscach znalazły się również takie firmy jak Stryker czy Smith&Nephew, które nie były bezpośrednio związane z rynkiem robotów medycznych. Jako firmy o ugruntowanej pozycji na rynku wyrobów medycznych dostrzegły potencjał i szansę na udziały w rozwijającym się rynku robotyki medycznej. Firma Stryker w 2013 roku przejęła firmę MAKO i stała się właścicielem robota do rekonstrukcji stawu kolanowego (RIO) [6]. Również firma Smith&Nephew przejęła w 2015 roku, swojego dotychczasowego partnera, firmę Blue Belt Technologies wraz z jej zrobotyzowanym systemem Navio do częściowej rekonstrukcji stawu kolanowego [7].

W rankingu na 29 miejscu znalazła się firma Intuitive Surgical będąca aktualnie monopolistą na rynku robotów chirurgicznych z przychodem rzędu 2,26 mld USD. Intuitive Surgical jest jedyną firmą znajdującą się w rankingu, która w swojej ofercie posiada wyłącznie systemy robotyczne oraz akcesoria z nimi związane.

W rankingu znalazły się również firmy Accuray, Elekta, Varian Medical System, które konkurują ze sobą na polu radioterapii i terapii onkologicznych. Z pośród wielu oferowanych rozwiązań proponują również zrobotyzowane ramiona odpowiednio CyberKnife, GammKnife czy TrueBeam.

LIDER RYNKU ROBOTOWEGO – INTUITIVE SURGICAL

Intuitive Surgical, amerykańska firma zajmująca się projektowaniem, wytwarzaniem, sprzedażą i serwi-



Wykres 2. Liczba zainstalowanych robotów da Vinci na świecie w latach 2009-2015

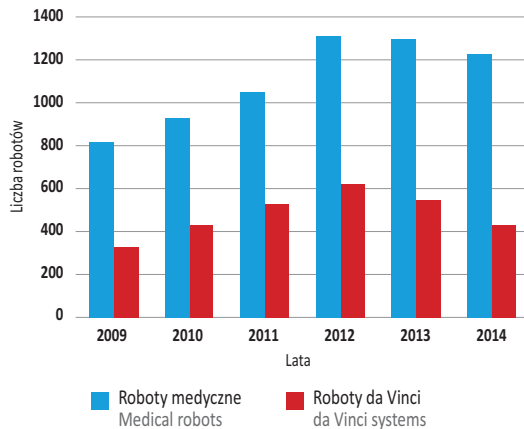
(The number of installed da Vinci robots in the world between 2009-2015) [9, 11]

sem chirurgicznych systemów robotowych da Vinci oraz powiązanych z nimi akcesoriami i instrumentami. W chwili obecnej roboty da Vinci są jedynymi robotami chirurgicznymi dopuszczonymi przez Amerykańską Agencję ds. Żywności i Leków (Food and Drug Administration) do użytku na salach operacyjnych. W roku 1999 pojawiła się pierwsza wersja robota da Vinci. Od tego czasu system jest ciągle rozwijany i do chwili obecnej powstały już jego cztery wersje: da Vinci Xi Surgical System, da Vinci Si Surgical System, da Vinci S Surgical System oraz wersja podstawowa da Vinci Surgical (obecnie wycofywana) [8].

Całkowita liczba sprzedanych systemów da Vinci z roku na rok jest coraz większa (Wykres 2). W roku 2009 było to niecałe 1400 zainstalowanych robotów, z czego ponad 70% w Stanach Zjednoczonych. W roku 2015 całkowita liczba zainstalowanych systemów to już ponad 3400, z czego ponad 68% w Stanach Zjednoczonych. Europa zajmuje drugie miejsce w liczbie zakupionych systemów, w 2015 roku łączna liczba zainstalowanych robotów da Vinci przekroczyła 500 sztuk. Można również zauważyć bardzo dynamicznie rozwijający się rynek azjatycki, za rozwój którego w głównej mierze odpowiada Japonia posiadająca ponad 200 robotów (na rok 2015) [9].

Odnosząc dane dotyczące liczby i wartości sprzedanych robotów da Vinci do danych dostarczanych przez IFR można zauważyć, że w latach 2009-2014 udział robotów da Vinci w stosunku do wszystkich robotów medycznych wahał od 40% do 50% (Wykres 3). W roku 2011 co drugi sprzedany robot medyczny należał do firmy Intuitive Surgical [2, 9].

Liczba zabiegów z wykorzystaniem robotów da Vinci stale rośnie. W 2009 przeprowadzono ponad 200 tys. zabiegów na całym świecie natomiast

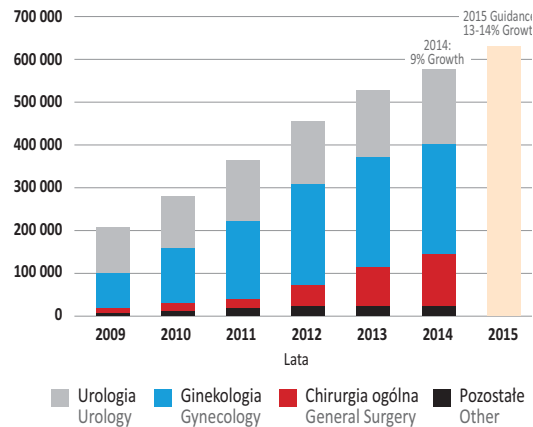


Wykres 3. Porównanie liczby sprzedanych robotów da Vinci na tle wszystkich robotów medycznych
(The number and value of sold da Vinci system compared to all medical robots). [2, 9]

w 2015 przeprowadzono około 652 tys. zabiegów [10]. Najczęściej wykonuje się zabiegi urologiczne i ginekologiczne, przy których można zaobserwować największe korzyści względem tradycyjnych metod (Wykres 4). W latach 2009-2014 można zaobserwować zwiększające się wykorzystanie robotów do zabiegów chirurgii ogólnej [8].

Biorąc pod uwagę wyżej przedstawione wartości odnoszące się do liczby sprzedanych systemów oraz liczby przeprowadzonych zabiegów można zastanawiać się na przychodach firmy Intuitive Surgical. Przychody firmy można podzielić na dwie kategorie: przychody jednorazowe oraz przychody powtarzające się. Jako przychody jednorazowe kwalifikuje się przychody ze sprzedaży systemów da Vinci. W zależności od wersji robota oraz od państwa roboty sprzedawane są od 0,6 mln USD (podstawowa wersja da Vinci Si) do 2,5 mln USD (da Vinci Xi Dual Console z systemem Firefly)[8]. Do przychodów powtarzających się zaliczane są przychody ze sprzedaży instrumentów i akcesoriów oraz umów serwisowych. Koszt instrumentów i akcesoriów mieści się w przedziale od 700 USD do 3 200 USD w zależności od rodzaju wykonywanego zabiegu i zaawansowania narzędzia. Natomiast roczny koszt serwisu to kwota z przedziału 100 tys. USD do 170 tys. USD, w zależności od wersji systemu i państwa którego dotyczy. Na wykresie 5 przedstawiono jak rozkładały się przychody Intuitive Surgical w latach 2003-2014 [9].

Od samego początku przychody ze sprzedaży robotów oraz usług i narzędzi z nimi związanych były porównywalne. Rok 2008 był przełomowy jeżeli chodzi o tę zależność, ponieważ po raz pierwszy przychody powtarzające przewyższyły wartość sprzedanych robotów. Na chwilę obecną przychody z instrumentów i akcesoriów oraz umów serwisowych



Wykres 4. Liczba przeprowadzonych zabiegów z wykorzystaniem robotów da Vinci
(The number of procedures performed using the da Vinci robot) [8]

wych są ponad dwukrotnie większe niż ze sprzedaży samych robotów. Spowodowane to może być powolnym nasycaniem się rynku robotów chirurgicznych, które odpowiednio serwisowane nadal spełniają swoją rolę. Do momentu wprowadzenia kolejnej przełomowej wersji, dotychczas zakupione roboty spełniają swoją rolę. Z drugiej strony zyski z instrumentów rosną dzięki przeprowadzaniu coraz większej liczby zabiegów coraz większą liczbą robotów. Dodatkowo przychody związane z serwisem już sprzedanych robotów rosną równomiernie do liczby zainstalowanych systemów na świecie co sprawia, że na chwilę obecną przychody powtarzające będą głównym źródłem przychodów.

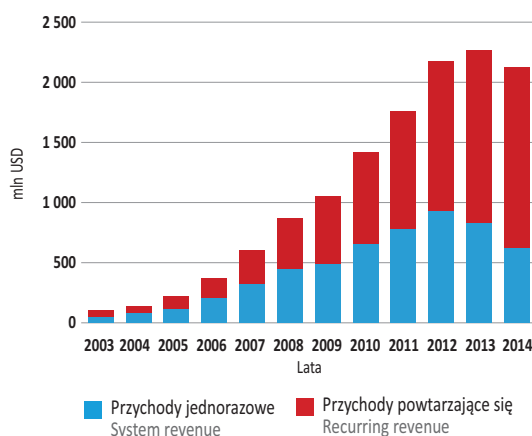
Porównując przychody Intuitive Surgical z danymi IFR odnośnie wartości sprzedanych robotów medycznych wynika, że za ponad połowę przychodów odpowiada sprzedaż robotów da Vinci (Wykres 6).

PROGNOZY DOTYCZĄCE RYNKU ROBOTÓW MEDYCZNYCH

Ciągłe zwiększanie wydatków na badania i rozwój związane z branżą robotyki medycznej, rosnące zapotrzebowanie placówek zdrowotnych oraz rosnące wymagania stawiane przez pacjentów będzie kształtowało przyszłość rynku robotyki medycznej.

Zgodnie z przewidywaniami Międzynarodowej Federacji Robotyki zamieszczonymi w raporcie z roku 2015, w okresie 2015-2018 zostanie sprzedanych 152400 profesjonalnych robotów usługowych o łącznej wartości 19,6 mld USD. W tym przewiduje się sprzedaż 7800 robotów medycznych, co daje średnio 1950 robotów na rok, czyli wzrost o prawie 750 robotów w stosunku do roku 2014 [2].

Nowy raport firmy Transparency Market Research szacował wartość rynku robotów medycznych



Wykres 5. Struktura przychodów Intuitive Surgical (Intuitive Surgical revenues structure) [9]

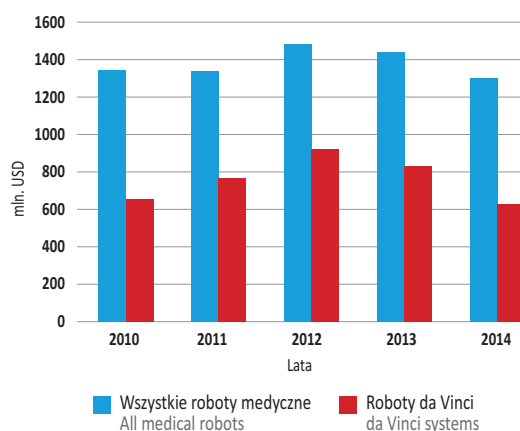
na 5,48 mld USD w 2011 i przewiduje, że wartość ta wzrośnie ponad dwukrotnie do 13,6 mld USD w roku 2018 [11]

Ostatni raport dotyczący światowego rynku robotów medycznych firmy IndustryARC szacował wartość rynku na 2,67 mld USD w roku 2014 i przewiduje, że skumulowany roczny wskaźnik wzrostu wyniesie 19% w przedziale 2015-2020, co przełoży się na wartość 7,6 mld USD do roku 2020 [12].

Raport RnR Market Research wydzielił z rynku robotów medycznych rynek robotów chirurgicznych i podaje jego wartość jako 3,2 mld USD w 2014 i przewiduje, że wzrośnie do poziomu 20 mld USD do roku 2021 [13].

Raportu firmy Research and Markets szacuje skumulowany roczny wskaźnik wzrostu rynku robotów medycznych na poziomie 10,66% w latach 2014-2019 [14].

W zależności od firmy przygotowującej raport rynku bieżące szacunki, jak i przewidywania co do przyszłości znacznie się różnią. Pokazuje to jak ciężko jest w chwili obecnej zebrać i podsumować cały rynek oraz pokusić się o jakiegokolwiek przewidywania odnośnie jego przyszłości. Spowodowane jest to przede wszystkim indywidualnymi różnicami dotyczącymi przyjętej definicji robotów medycznych i zakresu urządzeń, które w niej się mieszczą. W jednej kwestii wszystkie raporty są zgodne, mianowicie w najbliższej przyszłości czeka nas ciągły i znaczący wzrost wartości rynku robotów medycznych. Przyszłość przyniesie zrobotyzowane narzędzia dla każdej dziedziny medycyny i każda duża placówka medyczna będzie oferowała zabiegi z wykorzystaniem robotów.



Wykres 6. Porównanie przychodów całego rynku robotów medycznych z przychodami firmy Intuitive Surgical (Comparison of the total market revenues medical robots with revenues from Intuitive Surgical) [2, 9]

■ PODZIĘKOWANIA

Uprzejmie dziękuję za pomoc merytoryczną w przygotowaniu publikacji Piotrowi Kroczkowi.

■ BIBLIOGRAFIA

- [1] <http://robotyka.com> (stan na dzień 15.01.2016).
- [2] Opracowanie własne na podstawie raportów Międzynarodowej Federacji na rzecz Robotyki za lata 2010-2015.
- [3] Qmed, „Top 100 Medical Device Companies of 2015”. <http://directory.qmed.com/since-a-wave-of-megamergers-swept-the-medical-file059049.html> (stan na dzień 15.01.2016)
- [4] Johnson & Johnson Announces Definitive Agreement To Collaborate With Google To Advance Surgical Robotics. <http://www.jnj.com/news/all/Johnson-Johnson-Announces-Definitive-Agreement-To-Collaborate-With-Google-To-Advance-Surgical-Robotics> (stan na dzień 15.01.2016)
- [5] Medtronic – Covidien Transaction Information, <http://phx.corporate-ir.net/phoenix.zhtml?c=76126&p=irol-CovidienTransaction> (stan na dzień 15.01.2016)
- [6] Stryker Completes Acquisition of MAKO Surgical Corp. <http://phx.corporate-ir.net/phoenix.zhtml?c=118965&p=irol-newsArticle&ID=1885286> (stan na dzień 15.01.2016)
- [7] Smith & Nephew makes strategic investment in surgical robotics with acquisition of Blue Belt Technologies, <http://www.smith-nephew.com/news-and-media/media-releases/news/acquisition-of-blue-belt-technologies/> (stan na dzień 15.01.2016)
- [8] Intuitive Surgical, <http://intuitivesurgical.com/>
- [9] Opracowanie własne na podstawie rocznych sprawozdań finansowych firmy Intuitive Surgical za lata 2009-2014
- [10] Intuitive Surgical Announces Preliminary Fourth Quarter and Full Year 2015 Results, <http://seekingalpha.com/pr/15859026-intuitive-surgical-announces-preliminary-fourth-quarter-and-full-year-2015-results> (stan na dzień 15.01.2016)
- [11] Transparency Market Research, Medical Robotic Systems Market (Surgical Robots, Non-Invasive Radiosurgery Robotic Systems, Prosthetics and Exoskeletons, Assistive and Rehabilitation Robots, Non-Medical Robotics in Hospitals and Emergency Response Robotic Systems) - Global Industry Analysis, Size, Share, Growth, Trends and Forecast 2012-2018.
- [12] IndustryARC, Medical Robotics Market Analysis: By Surgical Robots (Neurosurgical, Orthopedic, Laparoscopy); Rehabilitation (Exoskeleton, Prosthetic, Assistive); Telemedicine and Hospital Robots - With Forecast (2015-2020).
- [13] RnR Market Research, Surgical Robots Market Shares, Strategies, and Forecasts, Worldwide, 2015 to 2021.
- [14] Research and Markets, Global Robotic Surgery Market 2015-2019.

XIII Medical Robots 2015 International Conference – Zabrze, POLAND

Zbigniew Nawrat
President ISMR

XIII Conference on Medical Robots 2015 addressed issues related to the implementation of the robots in many kinds of medical applications. New projects were presented on the use of surgical robots, diagnostic, welfare and rehabilitation, implemented both in Poland and international projects. Also experience in using commercial robots, and the look of the masters of medicine at the use of robots in practice was shared. There was also a demonstration of the robots from the foundation Robin Heart family of robots along with demonstration of the control of the robot at a distance (Robin Heart PVA Pelikan was located in the coal mine museum GUIDO at 320 m level under the ground and controlled from FRK on line), followed by a discussion about how to make robots not only useful, functional and secure, but also beautiful.

Originally the conference organized in Foundation of Cardiac Surgery Development was inspired by the group of scientists and constructors of Polish surgical robot called Robin Heart. The project launched in 2000 included open conferences assessing the progress of works and gave the directions for numerous practical applications. Robin Heart project greatly contributed to the revival of medical robotics in Poland.

The conference hosted the unusual guests and provided an opportunity for a fair review of the rapidly developing science and technology. During the International “Medical Robots 2015” conference a progress of surgery robot related to Stiff Flop project was demonstrated.

During the conference there was a special session of the competition for young scientists for the “Statue of Robin” Jury award and the audience award “Arrows of Robin”. Both of these awards: Statuette Robin – Jury Award and the Arrow Robin – Audience Award went to the hands of Mr. Grzegorz Piątek of the company Prodomus, for his work “Robot gait re-education – from an idea to implementation”.

Awards were also given to: Peter Prochorus for the work “Study design of mechatronic camera sup-



Telesurgery experiments – robot Robin Heart in coal mine museum GUIDO (level -320m) controlled from FRK using haptic made for Stiff Flop project. In the picture made by Mariusz Jakubowski – Kamil Rohr, Dariusz Krawczyk, Piotr KroczeK and Zbigniew Nawrat from FRK.

porting bio lymphatic drainage of upper and lower extremities” of the Białystok Technical University and Jędrzej Stranz from Poznań University of Technology for the design of the elbow exoskeleton.

Next to the young designers and constructors, the conference was attended by experienced designers and users, representing various medical specialties, rehabilitation and home care. They discussed the legitimacy of the use of medical robots and shared



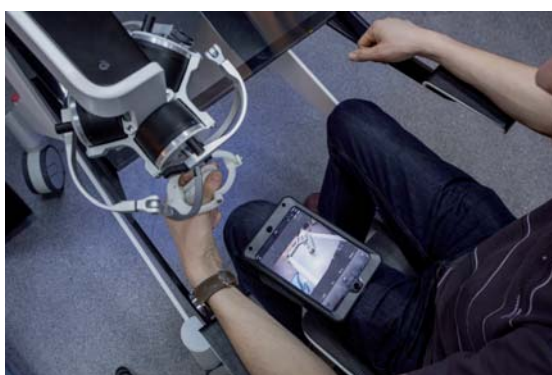
Presentation of A Certificate of Honorary Membership of ISMR for Professor Wojciech Witkiewicz – a pioneer in medical robotics in Poland. On the right – Zbigniew Nawrat president of International Society for Medical Robotics



New Robin Stiff Flop console presentation during Medical Robots 2015 Conference. Right – designers Katarzyna & Wojciech Sokołowski



Robin Stiff Flop console and Dariusz Krawczyk from FRK– photo made by Mariusz Jakubowski.



their experiences in applying them in the operating room (prof. Wojciech Witkiewicz – Robot da Vinci). Among the foreign guests participating in the conference was Dr. Slawomir Marecik, who for years has been carrying out in American hospitals treatments using the da Vinci robot and is one of the pioneers of its use in colorectal surgery.

The second day of the conference (December 18) had a character of the closed meetings of the International Society for Medical Robotics ISMR Academy of Art of Design Medical Robots. The Academy gathers experts in law, psychology, philosophy, design, data security, insurance, and entrepreneurship. They talked about the medical robotics in aspects they represent with the intention behind the design not only to meet the expectations of society, but also to be useful, functional, secure, accessible and aesthetic.

One of the heroes of the conference was the project Stiff flop. Robin Heart Team of the FRK presented models of the robot and the special stations of the robot testing under conditions simulating surgery. At the end of the conference, the real finale was the first presentation of the final version of the robot control console named Robin Stiff Flop designed by group SOKKA for FRK in Stiff Flop project.

Within two days of the conference 46 lectures were presented, discussion was attended by over 50 experts in various fields, all in all we had nearly 250 guests.

We kindly invite you to our next XIV Conference on Medical Robots 2016 which will be held in Zabrze. The conference is organized by the International Society for Medical Robotics. In response to a broad interest among representatives of science, medicine and the media, the scope of our annual meeting of research workers, designers, constructors and users of robots will cover all robotized equipment used in medicine. Then we will present further research results as a consequence of our participation in the Stiff flop project.

For more information – www.medicalrobots.eu

■ ACKNOWLEDGEMENTS

Many thanks to the Foundation for Cardiac Surgery Development and sponsors of the conference – the company WObit – known for delivering various components of the machinery but also increasingly concerned about industrial and mobile robots. Both companies are celebrating the 25th anniversary – we wish you luck in the implementation of all the plans in the next few years!

SPONSOR KONFERENCJI



www.reach4robotics.com

Etyka odpowiedzialności a technika medyczna

AKADEMIA ISMR: Wykłady mistrzów
Artykuł recenzowany

MARIUSZ
WOJEWODA

Uniwersytet Śląski
w Katowicach

Słowa kluczowe:
etyka, medycyna,
technologia,
odpowiedzialność,
roboty medyczne

Key words:
ethics, medicine,
technology,
responsibility,
medical robots

Streszczenie

Artykuł poświęcony jest kwestii refleksji etycznej w kontekście rozwoju współczesnych technologii stosowanych w medycynie. Autor przedstawia różne teorie etyczne, w które są używane w dyskursie nad zagadnieniami medycznymi, przede wszystkim jednak koncentruje się na etyce odpowiedzialności. Analizuje ją pod kątem odpowiedzialności indywidualnej i społecznej odpowiedzialności organizacji. Sporo uwagi poświęca etyce robotów, a także rozważa tradycyjne i współczesne ujęcie Kartezjańskiej metafory ciało-maszyna oraz zagadnienie ingerencji techniki w ludzkie ciało.

Abstract

The article is devoted to the issue of the presence of ethical reflection towards the development of contemporary technologies in medicine. The author presents various ethical theories, in which take part in the discourse on the medical problems, primarily focuses on the ethics of responsibility. He analyses the question of individual responsibility and social responsibility of the organization. A lot of attention is paid to the ethics of robots, and also he considering traditional and contemporary understanding of the Cartesian metaphor of the body – machine and the problem of interference technology in the human body.

KOMENTARZ RECENZENTA...

dr hab. Wiesław Wójcik, prof. nadzw. Instytut Historii Nauki PAN

Artykuł „Etyka odpowiedzialności a technika medyczna” porusza ważne zagadnienie związku etyki i medycyny. Pokazuje, że spośród różnych koncepcji etycznych najbardziej odpowiednią do ukazania miejsca i potrzeby modeli etycznych w działalności medycznej jest etyka odpowiedzialności, szczególnie w wymiarze instytucjonalnym (etyka organizacji, instytucji). W tym kontekście podjęte są problemy wykorzystania urządzeń technicznych (w tym robotów) do wykonywania zabiegów i operacji. Ukazane są zasady tzw. etyki robotów i ich analiza w odniesieniu do etyki odpowiedzialności. Badane jest znaczenie etyki odpowiedzialności organizacji w etycznym uzasadnieniu wykorzystania robotów w procesie leczenia i określeniu granic interwencji w ludzkie ciało. Myślę, że ten rodzaj etyki można odnieść to różnych złożonych systemów, przy czym organizacja, instytucja, jak również proces leczenia czy opieki mogą być rozumiane jako przykład takich systemów. To nie jest w pracy wyraźnie wskazane. Jest przywołanie przejścia między koncepcją arystotelesowsko-tomistyczną jedności psychofizycznej człowieka i kartezjańską antropologią, w której następuje oddzielenie ciała-maszyny od psychiki. Można by się odnieść do współczesnych teorii antropologicznych (wykraczających poza kartezjanizm), ukazujących możliwość ingerencji w ludzkie ciało, z jednoczesnym wskazaniem granic takiej ingerencji (np. do personalizmu). Można uznać, że praca ogranicza się tylko do kwestii etycznych.

Przyjmuję, iż ciało jest zaledwie posągiem, bądź maszyną..., którą Bóg umyślnie w taki sposób ukształtowałby uczynić ją w najwyższym stopniu do nas podobną, tak dalece, iż nie tylko nadał jej barwę i zewnętrzny kształt wszystkich naszych członków, lecz także pomieścił w jej wnętrzu wszystkie niezbędne części, by maszyna ta mogła chodzić, jeść, oddychać i by mogła wreszcie naśladować te wszystkie nasze czynności, o których sądzimy, iż wywodzą się z materii i zależą jedynie od przestrzennego układu narządów [5, s. 3].

Współcześnie funkcjonują różne modele myślenia etycznego, w zależności od przyjętych założeń teoretycznych, a w przypadku etyki religijnej w grę wchodzi także założenia teologiczne. W literaturze przedmiotu odróżnia się etykę od moralności. Etyka określa podstawy teoretyczne dla ludzkiego działania, natomiast moralność dotyczy faktycznego postępowania osób lub grup społecznych w określonych sytuacjach. Niekiedy termin „moralność” jest używany na określenie indywidualnych preferencji lub nastawień, w których wyrażamy oceny czyjegoś lub własnego działania (np. „świadomość moralna”), bądź oceny te dotyczą zachowań zbiorowych (np. „społeczna wrażliwość moralna”). Wprawdzie nie myślimy zbiorowo, ale indywidualnie, niemniej jednak podlegamy wpływom społecznym i nasze wybory moralne są oceniane, jako dobre bądź złe (moralne bądź niemoralne) w perspektywie społecznej. Pewne strategie wyborów moralnych są przekazywane z pokolenia na pokolenie, inne wynikają z wpływu najbliższego środowiska, a jeszcze inne z oddziaływania środków masowego przekazu – prasa, radio, telewizja, a obecnie przede wszystkim Internetu. Stare i nowe media w istotny sposób wpływają na to jak postrzegamy rzeczywistość [1, s. 13-25].

Etyka ma przede wszystkim wymiar teoretyczny, oznacza namysł, refleksje, ale podlega także rygorom formalnym, racje etyczne muszą być odpowiednio uzasadnione, powinny opierać się na sensownie przedstawionej argumentacji, powinny być dobrze ugruntowane, odniesione do pryncypialnych wartości, takich jak godność osoby ludzkiej, sprawiedliwość, racjonalność, odpowiedzialność, ogólnoludzka życzliwość. Z jednej strony przyjęte procedury uzasadniania zbliżają etykę do innych dyscyplin normatywnych, takich jak prawo czy matematyka. W przypadku tych dziedzin mamy do czynienia z pewnymi założeniami i regułami myślenia, których używamy do formułowania zasad szczegółowych. Istnieją różnice między nomami prawnymi a etycznymi. Normy prawne należy znać i ich przestrzegać

pod sankcją kary, natomiast w przypadku norm etycznych mówimy o potrzebie wewnętrznej zgody i akceptacji dla tych norm. W sumieniu odnosimy normy ogólne i szczegółowe do określonych sytuacji moralnych. Oddziaływanie etyki ma charakter perswazyjny, opiera się na wychowaniu, oddziaływaniu wzorów osobowych, własnej refleksji. W odróżnieniu od prawa, które oddziałuje restrykcyjnie, etyka posługuje się miękkimi środkami oddziaływania, perswazją do przyjęcia określonych racji [6, s. 9-18]. Stąd niekiedy pojawia się przekonanie o słabej skuteczności. Podstawową sprawą dla etyki jest nie tyle siła argumentu, ale oddziaływanie „dobrych praktyk” i przykład osób, które potwierdzają wiarygodność rozwiązań teoretycznych.

■ ETYKA I MEDYCyna

Związek między etyką a naukami medycznymi ma długą historię i specyficzny charakter. Najstarszy w kulturze europejskiej kodeks etyki medycznej, to przysięga Hipokratesa. Związanie etyki z medycyną jest charakterystyczne dla starożytnej koncepcji prawa natury; w średniowieczu posługiwano się terminem „prawo naturalne”. Trudno jest oddzielić znaczenia obu terminów. W ujęciu antycznym medycyna i etyka zakładały naturalny *telos* (cel) ludzkiego istnienia, określony przez to, co wynika z natury kosmosu i związanej z nią natury ludzkiej. Nauki medyczne zajmują się biologicznym aspektem życia, ale nie pomijają także kwestii psychicznego aspektu zdrowia. W ujęciu tradycyjnym natura ludzka była ukierunkowana na dobro, zatem nie była aksjologicznie obojętna. Postępowanie zgodne z naturą było synonimem dobrego postępowania, i na odwrót karą za naruszenie prawa natury była naturalna kara, tak jak karą za objadanie się jest otyłość. Ponadto natura jest utożsamiana z rozumnością ludzkiego *logosu* wpisanego w Logos kosmiczny (Logos boski). Natura określała standardy rozumności.

U progu okresu nowożytnego zmieniło się rozumienie natury ludzkiej. Za sprawą odkryć w dziedzinie biologii zaczęto postrzegać naturę, jako źródło instynktów i pierwotnych afektów o charakterze destruktywnym (naturalny egoizm), bądź aksjologicznie neutralnym (naturalna niesamodzielność). Z czasem termin „prawo natury”, z wyjątkiem rozwiązań klasycznych, był coraz rzadziej używane w filozofii moralności. W etyce nowożytnej pojawiły się takie terminy jak „prawo rozumu”, za sprawą Immanuela Kanta, czy formuła „ogólnoludzkiej życzliwości”, wpływ koncepcji Davida Hume’a. Wyraźnie uwidaczniało się napięcie między kulturą (etyką), a biologią i techniką.

Współczesnym obrońcą koncepcji prawa natury amerykański filozof i politolog Francis Fukuyama. Wobec rozwoju biotechnologii, która pozwala na

ingerencję w ludzki genotyp, postuluje on przyjęcie nieprzekraczalnych granic dla takiej ingerencji. Szlachetna intencja eliminowania chorób o podłożu genetycznym, na zasadzie „równi pochyłej” może prowadzić do społecznego przyzwolenia na kolejne postacie takiej ingerencji. W kolejnym etapie może powstać kasta osobników „wzbogaconych genetycznie”, którym przyznano większe prawa niż osobom o uboższym genotypie. Wówczas nierówność społeczna miałaby podłoże genetyczne. Osoby wyposażone w lepszy zestaw genów miałyby przewagę w rywalizacji o pracę i prestiż społeczny nad tymi osobnikami, o których wyposażeniu genetycznym decyduje przypadek [7, s. 202-203].

Fukuyama jest przede wszystkim politologiem, jego uwagi nie wynikają z jego kompetencji biomedycznych, ale warto je wziąć pod uwagę badając konsekwencje rozwoju biotechnologii. Naturalną konsekwencją troski rodziców o swoje dziecko jest zapewnienie mu jak najlepszej przyszłości, także w sensie genetycznym. W sensie etycznym niezbędne jest określenie granic dla takiej ingerencji. Potrzebujemy trwalszego punktu odniesienia niż normy prawne, ponieważ te opierając się na określonej konwencji stale podlegają renegotiacji. To, co w tej chwili wydaje się nieprawdopodobne za chwilę może okazać się społecznie akceptowaną normą.

Trudność polega na tym, że wobec społecznego autorytetu nauki w ogólnym sensie. Z jednej strony w paradygmacie doświadczalno-empirycznym pojęcia takie jak „godność osoby ludzkiej”, „prawo natury”, „człowieczeństwo” nie są pojęciami naukowymi. Z drugiej strony autorytet nauki oparty na powyższym paradygmacie może prowadzić do odrzucenia analizy problemów związanych z tymi pojęciami. Można pojęcia etyczne rozważyć w ujęciu aksjomatycznym, kiedy przyjmujemy, że u podstawy każdej argumentacji znajdują się pierwotne założenia i zasady rozumowania, których należy się konsekwentnie trzymać. Sensowność argumentacji polegałoby na utrzymaniu spójnej linii wyводу. Można także pojęcia etyczne lub pryncypialne wartości uznać za pewne punkty odniesienia dla wartościowania moralnego.

Współcześnie można wskazać kilka koncepcji etyki, do których odwołujemy się w dyskusjach nad zagadnieniami medycznymi:

1) **ETYKA CNÓT**, tutaj centralną rolę odgrywa refleksja nad zaletami charakteru, także zaletami charakteru pracowników służb medycznych i lekarzy. Jeden z takich zestawów cnót opracował amerykański bioetyk Edmund D. Pellegrino. Jego zdaniem w pracy lekarskiej ważne są następujące zalety charakteru:

- wierność i stałość w zaufaniu oraz w dotrzymywaniu obietnic (*fidelity to trust and promise*),

- trzymanie w ryzach swoich korzyści (*effacement of self-interest*),
- intelektualna uczciwość (*intellectual honesty*),
- współczucie i troska (*compassion and caring*),
- odwaga (*courage*),
- sprawiedliwość (*justice*),
- roztropność (*prudence*) [17, s. 20–23].

Można ten zestaw uzupełniać o kolejne cechy, takie jak cierpliwość, wytrwałość, sumienność, ofiarność, szacunek dla pacjenta, pracowitość, umiejętność podejmowania trudnych decyzji, itp. Rozwiązania etyki cnót mają zastosowanie w przypadku etyk zawodowych, takich jak etyka lekarska, etyka pracownika służb medycznych, czy etyka pielęgniarska.

2) **ETYKA PERSONALISTYCZNA**, koncentruje się na kwestii życia i praw osoby ludzkiej. W etyce medycznej stanowisko to związane jest z „afirmacją świętości życia”, które postuluje szacunek dla każdej postaci ludzkiego istnienia, od poczęcia do naturalnej śmierci. W tym ujęciu życie osobowe rozpoczyna się od momentu połączenia męskiego plemnika i żeńskiej komórki jajowej (kryterium genetyczne). Centralnym pojęciem etycznym jest godność osoby ludzkiej. „Osoba” jest metapojęciem wobec porządku naturalnego, chociaż zgodnie z myślą teoretyków personalizmu bycie osobą łączy aspekt duchowy i materialny. Bycie osobą oznacza połączenie różnych aspektów ludzkiego życia w pewną całość – biologicznych, społecznych, psychologicznych, religijnych. Afirmacja życia konkretnej osoby oznacza szacunek dla wszystkich aspektów jej osobowego życia. Stanowisko takie w Polsce reprezentują Tadeusz Ślipko i Tadeusz Biesaga [3, 19].

3) **ETYKA DIALOGU**, w niej określa się reguły poprawnej komunikacji między osobami. Sytuacja spotkania między pacjentem a lekarzem jest momentem nierównej relacji między partnerami dialogu, w której pacjent powierza siebie i swoje zdrowie osobie profesjonalnie przygotowanej do wykonywania czynności medycznych. Tutaj niezbędnymi elementami relacji jest zaufanie między pacjentem a lekarzem lub pracownikiem obsługującym robota medycznego, oraz uszanowanie autonomii pacjenta – informowanie go o stanie zdrowia, uzyskanie zgody na podejmowanie kolejnych czynności medycznych, uzyskanie zgody i pełna informacja pacjenta o regułach uczestniczenia w eksperymencie medycznym. Wypracowanie reguł dobrej komunikacji interpersonalnej sprawdza się przypadku każdej czynności zawodowej [14].

4) **UTYLITARYZM**, w którym główne wartości dotyczą maksymalizacji korzyści i przyjemności

lub minimalizacji braku korzyści i nieprzyjemności dla jak największej liczby osób. Tutaj akcent pada na wolność jednostki, a także prawo do wolnego decydowania w sprawie własnego zdrowia oraz ograniczania tego, co przysparza cierpienie. W ramach tego nurtu wypracowano etyczną koncepcję „jakości życia”. Mówi ona, że oprócz wartości życia należy uwzględnić dodatkową wartość, czyli jakość życia. We współczesnych dyskusjach bioetycznych stanowisko takie reprezentuje między innymi Peter Singer. W jego wydaniu etyka „jakości życia” postuluje przyznanie praw zwierzętom, ponieważ one także odczuwają fizyczny ból, a także zmniejszenie praw osobom z trwałymi uszkodzeniami ciała, dzieciom, osobom starszym, które nie roją na wyzdrowienie, szczególnie wtedy, gdy brakuje im pewnych cech, takich jak samoświadomość, bądź zdolność do odczuwania bólu. Generalnie etyka jakości życia postuluje hierarchizację prawa do opieki medycznej, na przykład w sytuacji brakujących środków, przyznanie większego prawa do opieki tym, który roją na wyzdrowienie, a niżeli tym, których należy jedynie podtrzymywać przy życiu [17]. Rozwinięciem teorii utilitaryzmu jest konsekwencjalizm, który głosi, że moralna ocena czynu zależy od skutków/konsekwencji czynu. Przedstawicielem tego ostatniego był między innymi Richard Brandt.

- 5) **ETYKA ODPOWIEDZIALNOŚCI**, w której określa się zakres oraz podmiot odpowiedzialności (indywidualny/społeczny). Indywidualna odpowiedzialność dotyczy konkretnych osób, natomiast społeczna dotyczy firm, instytucji i przedsiębiorstw. W przypadku skomplikowanych procedur decyzyjnych i rozbudowanych struktur instytucjonalnych rozważanie odpowiedzialności na poziomie indywidualnym nie wystarczy. W ostatnim czasie wiele uwagi poświęca się kwestii społecznej odpowiedzialności organizacji [11]. Instytucje medyczne także są organizacjami, dlatego można ich funkcjonowanie analizować na płaszczyźnie indywidualnych i zbiorowych decyzji moralnych, rozważać możliwe konsekwencje wynikające z przyjętej strategii działań, w wymiarze indywidualnym i zbiorowym.

Wielość teorii etycznych jest powodem dyskomfortu moralnego, dlatego, że racje etyczne wygłaszane z punktu widzenia różnych teorii mogą ze sobą konfliktować. Typowym przykładem takiego konfliktu jest ścieranie się racji wobec afirmacji ludzkiego życia – czy pomagać wszystkim w takim samym stopniu (personalności etyczni), czy przede wszystkim tym, którzy lepiej roją na wyzdrowienie (utilitaryści) [18]. W moim przekonaniu w etyce nie chodzi

o to, aby eliminować wątpliwości, ale o wyrobienie w sobie umiejętności rozwiązywania sytuacji dylematycznych. Należy wskazywać na konsekwencje przyjętych rozwiązań, rozwijać wewnętrzną wrażliwość sumienia i uczyć postawy odpowiedzialności. W tym sensie wyróżnienie aspektu odpowiedzialności w etyce wskazuje na potrzebę świadomego uznania konsekwencji własnego postępowania oraz pewnego przewidywania długofalowych skutków naszych wyborów. Sprawa ta się jednak komplikuje wobec zjawiska fragmentaryzacji odpowiedzialności, biurokratyzacji procesów decyzyjnych, w której rozmywa się odpowiedzialność za całościowy efekt działania organizacji (firmy, instytucji medycznej). Ten wątek rozwinę w końcowej części artykułu.

■ TECHNOLOGIA I ETYKA

W ujęciu klasycznym, szczególnie za sprawą Arystotelesa, którego myśl w istotny sposób wpłynęła na kulturę europejską, technika była związana z tworzeniem (*poiesis*), aktywnością wytwórczą. Dwie inne aktywności – teoretyczna (opis i określenie reguł funkcjonowania rzeczywistości) i praktyczna (poznanie zasad dobrego życia w polis), kierowały się innymi regułami. Co ciekawe, rozdzielenie tych trzech aktywności umysłu opierało się na odróżnieniu tego, co sztuczne i tego, co naturalne. Arystoteles wyżej cenił to, co naturalne. O ile w praktyce dietetycznej tego typu odróżnienie funkcjonuje – w tej chwili wyżej cenimy produkty naturalne niż sztuczne, to wobec rozwoju biotechnologii trudno utrzymać sensowność takiego rozdzielenia. Obecnie etyka związana jest bardziej z obszarem kultury, aniżeli natury, niemniej etyka obok prawa i obyczaju, stanowi ważny wyznacznik ustalenia kryteriów właściwego postępowania wobec ludzkiego ciała.

Prekursor filozofii nowożytnej, a w pewnym sensie nowożytnego obrazu świata René Descartes (Kartezjusz) przyjmował, że medycyna jest mechaniką ciała. Jego zdaniem, ciało w odróżnieniu od duszy było strukturą mechaniczną o skomplikowanej budowie i systemie wewnętrznych połączeń. Tak jak w innej maszynie zepsute elementy można zastępować innymi, podnosząc w ten sposób efektywność funkcjonowania ciała-maszyny. W tym kontekście Kartezjusz pisał: „...wszystkie czynności w owej maszynie [ciele] są całkowicie przyrodzonym następstwem przestrzennego rozmieszczenia jego wag i kół. Nie należy, bowiem przeto z ich powodu wyobrażać sobie w owej maszynie żadnej duszy roślinnej ani zmysłowej, żadnej zasady ruchu i życia – oprócz krwi i tchnień wzburzonych ciepłem ognia, który nieustannie płonie w sercu maszyny i ma tę samą naturę, co każdy inny ogień, spotykany w ciałach nieożywionych” [5, s. 71].

Biologiczna maszyna różni się od maszyny wytworzonej przez człowieka, jednak samo podejście do mechaniki ciała wskazuje, że maszyna może wspomagać funkcjonowanie ludzkiego ciała. Kartezjusz chciał pogodzić aspekt biologiczny i duchowy, poszukiwał racji uzasadniających wpływ duszy na funkcjonowanie ciała. Tego typu rozwiązania zależą od przyjętej filozofii człowieka, niemniej sugerują, że zdrowie jest następstwem wewnętrznej równowagi między tym, co fizyczne i psychiczne w człowieku. Niektóre z teorii filozoficznych człowieka analizują go jedynie w ujęciu somatycznym (np. utylitaryzm), a niektóre wskazują na trwałe powiązanie w człowieku tego, co duchowe i cielesne (personalizm). Tego drugiego aspektu nie można pomijać. Niebezpieczeństwa wynikają z czysto technicznego podejścia do ludzkiego życia. Kartezjański rozum technologiczny (*cogito*) może prowadzić do instrumentalnego traktowania ciała. Ma to określone konsekwencje dla traktowania przyrody i człowieka. Nie wszystkie jednak konsekwencje użycia technologii należy traktować, jako negatywne, istnieją takie następstwa rozwoju technologii, które w istotny sposób ułatwiają nam funkcjonowanie.

To, co w XVII wieku wydawało się hipotetyczne możliwe, w XXI wieku staje się jak najbardziej realne. Możemy tworzyć nie tylko biologiczne zamienniki, ale także technologiczne zamienniki dla odpowiedniego wspomagania sprawności fizycznej pacjenta. Wspomaganie ludzkiego ciała jest etycznie jak najbardziej uzasadnione. Jednak zawsze pojawia się pytanie o granice takiej ingerencji. W jakim stopniu pomaga to w usprawnieniu ludzkiego ciała, a w jakim stopniu zastępuje kontakt między osobami kontaktem człowiek – maszyna?

W ogólnym ujęciu roboty medyczne stanowią ważne uzupełnienie dla tradycyjnych metod leczenia i terapii, pod warunkiem, że są odpowiednio sprawdzone i prawnie dopuszczone do użytku. To oczywiście nie przesądza jeszcze kwestii etycznych podstaw ich faktycznego użycia w praktyce medycznej. Ta sprawa powinna być odrębnym przedmiotem analiz. Niemniej jednak wydaje się, że użycie robotów może w istotny sposób uzupełniać działanie człowieka w chirurgii, terapii medycznej itp. Zgoda na użycie robotów prowadzi do sformułowania zasad etycznych dla osoby, która używa robota w swojej pracy, ale także tworzenia zasad etycznych, które dotyczą robotów, którym wyznacza się ważne miejsce w ramach pracy całości systemu opieki medycznej. Rozwój nowoczesnych technologii sprawia, że roboty mogą być użyteczne w medycynie, ale także na poziomie produkcyjnym i usługowym [12]. Na przykład, gdy chodzi o pracę w zakładzie stosującym nowoczesne technologie cyfrowe („Przemysł 4,0”), w którym wymaga się ogromnej precyzji wykonania

określonych detali oraz koordynacji działań różnych zespołów produkcyjnych. Bądź, gdy pojawiają się możliwości wykorzystania robotów do wykonywania rutynowych czynności, jak pomoc osobom starszym i niepełnosprawnym. W tym kontekście pojawia się kwestia tak zwanej etyki robotów. Zmienia to przekonanie, że postępowanie etyczne wiąże się ze światem ludzkim. Wcześniej tego typu działanie od strony podmiotowej i przedmiotowej wiązano z człowiekiem, z czasem uznano, że świat przyrody może być przedmiotem zobowiązania etycznego. Z punktu widzenia etyki robotów, ten ostatni może być podmiotem zobowiązania moralnego.

Najbardziej znana koncepcja dotycząca etyki robotów została opracowana przez Isaaca Asimova i znana jest, jako „trzy prawa robotyki”:

- 1) Robot nie może skrzywdzić człowieka, ani przez zaniechanie działania dopuścić, aby człowiek doznał krzywdy.
- 2) Robot musi być posłuszny rozkazom człowieka, chyba, że stoją one w sprzeczności z Pierwszym Prawem.
- 3) Robot musi chronić sam siebie, jeśli tylko nie stoi to w sprzeczności z Prawem Pierwszym lub Drugim [2, s. 25].

Z czasem twórcy nowoczesnych maszyn zdali sobie sprawę, że nie chodzi jedynie o dobro poszczególnych ludzi, ale całej ludzkości i dodano następną zasadę. Robot nie może wyrządzić szkody ludzkości, ani pozwolić na to, aby przez zaniechanie jego działania, ludzkość doznała szkody. Wśród zasad jest również obowiązek wyposażenia robotów w łatwo dostępne i proste w użyciu wyłączniki, w sytuacji, gdy robot będzie zagrażał poczuciu bezpieczeństwa użytkownika.

Z czasem kodeks etyczny dotyczący robotów rozwijano. Jeden z nich został opracowany przez międzynarodowy zespół naukowców należących do EURON (European Robotics Research Network), w skrócie nazywano go „Kodeksem EURON”. Jego zadaniem polegało na ochronieniu człowieka przed złym funkcjonowaniem robotów lub niewłaściwymi moralnie konsekwencjami ich pracy. Zespół EURON sformułował zestaw pięciu zaleceń dotyczących etyki robotów:

- 1) **BEZPIECZEŃSTWO:** robot musi być sterowany przez człowieka (*safety: ensure human control of robot*),
- 2) **OCHRONA:** zapobiegaj niewłaściwemu lub nielegalnemu użyciu robota (*security: prevent wrong or illegal use*),
- 3) **PRYWATNOŚĆ:** chroń dane przechowywane przez robota (*privacy: protect data held by robot*),
- 4) **IDENTYFIKACJA:** monitoruj działania robota (*traceability: record robot's activity*),

- 5) **IDENTYFIKOWALNOŚĆ**: nadaj unikalny identyfikator każdemu robotowi, aby nie było problemu z jego rozpoznaniem (*identifiability: give unique ID to each robot*) [4].

Z jednej strony, jeżeli rozumieć etykę, jako teorię zasad, albo zbiór procedur, to działanie robotów polega na przestrzeganiu ustalonych zasad właściwego postępowania. Z drugiej strony roboty nie posiadają sumienia, świadomości moralnej, ani nie potrafią rozwiązywać sytuacji dylematycznych, szczególnie wtedy, gdy kluczową rolę w dylemacie ogrywają czynniki emocjonalne. Na przykład, gdy rozważamy typowy dla pracy lekarza przypadek, czy zawsze przekazywać prawdziwe informacje pacjentowi, czy też dbając o jego życie filtrować informacje w taki sposób, aby nie pogorszyć stanu jego zdrowia. Każdą z decyzji można uznać za dobrą, w pewnych okolicznościach, na przykład, gdy bierzemy pod uwagę kondycję psychiczną pacjenta. W sytuacji trudnej podstawową sprawą jest odpowiedzialność podmiotu – lekarza, bądź konsylium lekarskiego, które dobrowolnie przyjmuje na siebie odpowiedzialność za skutki decyzji. Robot może przyjąć odpowiedzialność jedynie w zakresie kodeksowym, formalnym. Etykę robotów można rozumieć jedynie, jako etykę procedur, także w sensie procedur biurokratycznych, ale nie w perspektywie autonomii moralnej podmiotu.

■ ETYKA ODPOWIEDZIALNOŚCI

W ostatnim czasie daje się zauważyć wzrost zainteresowania kategorią odpowiedzialności w etyce. Pytanie o odpowiedzialność jest w dużej mierze pytaniem o perspektywę uniwersalną, która pozwala oczekiwać jakiegoś wspólnego rozumienia tego, za co odpowiadamy. Odpowiedzialność pojawia się w świecie wartości wyznaczonym przez sytuację „za” i „przed”. Kiedy nakładamy na określone podmioty konieczność wyboru pomiędzy różnymi wartościami (na przykład życie i prawdomówność), bądź, gdy musimy uznać nadrzędność jednej wartości nad innymi, a także określić konsekwencje związane z naszymi wyborami.

Odpowiedzialność jest jedną z wartości, którą zestawiamy z innymi (np. odpowiedzialność – praworządność, odpowiedzialność – przyzwoitość, odpowiedzialność – dobrowolność). Wtedy odnosimy ją do innych obszarów – w pierwszym przypadku do tego, co nakazane przez prawo, w drugim do tego, co wymuszone przez opinię publiczną, w trzecim do tego, co dobrowolnie uznajemy za swoje zobowiązanie. Ten ostatni rodzaj motywacji jest najbardziej pożądanym, chociaż elitarnym. Wiąże się z nadwyżką moralną, wykracza poza zwyczajny zakres powinności [16]. Ponadto wartość odpowiedzialności związana jest racjonalnością wyboru, mocą sprawczą podmiotu,

oraz pewną przewidywalnością skutków postępowania. Autentyczna odpowiedzialność może się rozwinąć jedynie w kontekście świadomego i dobrowolnego uznania.

O odpowiedzialności można mówić w dwóch podstawowych obszarach: indywidualnym i społecznym (odpowiedzialność organizacji/institucji na różnych poziomach jej funkcjonowania).

W tym pierwszym znaczeniu odpowiedzialność znajduje się w bezpośredniej relacji z wolnością człowieka. Podmiot musi być wolny, aby za coś odpowiadać. Wolność to nie tylko przezwyciężanie zewnętrznego przymusu, ale także przezwyciężanie własnej skłonności do samowoli. Zdaniem Karla Jaspersa autentyczna wolność jest świadoma swoich granic, a reguły racjonalności wyznaczają granice wolności [9, s. 188-189]. Warunkami autentycznej wolności są: świadomość, możliwość dokonywania wolnego wyboru, wiedza, oraz uznanie, że za swoje wybory ponosimy konsekwencje. Ujmując odpowiedzialność od strony podmiotowej polski filozof Roman Ingarden wymienił cztery jej źródła:

- 1) **ANTROPOLOGICZNE** – człowiek, jako świadomy sprawca jest podmiotem odpowiedzialności,
- 2) **AKSJOLOGICZNE** – sensowne mówienie o odpowiedzialności oraz jej spełnianie zakłada obiektywne istnienie wartości, bowiem to one w końcu są przedmiotem odpowiedzialności,
- 3) **CZASOWO-PRZESTRZENNE ISTNIENIE ŚWIATA** – wszelkie działania człowieka są jakoś zakorzenione w świecie,
- 4) **WOLNOŚĆ PODMIOTOWA** – z niej wynika, że człowiek jest autonomicznym sprawcą swoich czynów [9, s. 73-111].

Ponadto odpowiedzialność dotyczy tego, co zrobiliśmy a także zaniechania działania, czyli tego, co powinniśmy uczynić, a z czego z różnych powodów nie uczyniliśmy. To zaniechanie może dotyczyć nie podjęcia obowiązków w miejscu pracy, sytuacji społecznej lub być wyrazem moralnej obojętności. W sytuacji, gdy podmiot mógłby pomóc potrzebującemu, ale nie znajduje się to w przyjętym przez ze niego pakiecie zwyczajnych powinności. Można przejść obojętnie wobec zła, którego jest się mimowolnym świadkiem, bądź pewnych rzeczy nie dostrzegać.

Hans Jonas w pracy *Zasada odpowiedzialności* pisał: „Pierwszym i najogólniejszym warunkiem odpowiedzialności jest moc sprawcza, a więc to, że nasze działanie ma wpływ na świat; drugim, że działanie takie podlega kontroli jego sprawcy; trzecim zaś pewna przewidywalność skutków” [10, s. 167]. W tym ujęciu odpowiedzialność rozumiana jest w dwóch aspektach:

- a) odpowiedzialność, jako bycie rozliczonym „za” swoje czyny, jakie by one nie były;

b) odpowiedzialność „za” określone przedmioty, która angażuje sprawcę do wykonywania określonych czynów względem tych przedmiotów.

Formuła „mocy sprawczej” sugeruje, że odpowiedzialność, zależy od władzy, jaką posiada podmiot. Wobec decydentów powinna obowiązywać zasada, im większa władza, tym większy zakres odpowiedzialności. Ta zasada niestety często się nie sprawdza. Decydenci nie mają świadomości, że zwiększony zakres władzy sprzyja także powiększeniu zakresu osobistej odpowiedzialności. Dotyczy to także organizacji, jej powiększające się wpływy w świecie biznesu powinny wpływać na zwiększony zakres odpowiedzialności instytucjonalnej. Nagłaśniane przez media przykłady wskazują, że tak się jednak nie dzieje. Tutaj należy rozważyć także kwestie, czy podmiot ma realny wpływ na daną sytuację, a także możliwość przewidywania skutków czynów przez konkretnego człowieka.

Można mówić o pewnych ograniczeniach podmiotowego rozumienia odpowiedzialności, które dotyczą między innymi zawężania zakresu, bądź fragmentaryzacji odpowiedzialności, przyjmowania zobowiązań jedynie w tym zakresie, w jakim powierzono podmiotowi obowiązki zawodowe. Ponadto różnicuje się zakres odpowiedzialności wobec „bliższych” i „obcych”. Zupełnie inny zakres odpowiedzialności mamy wobec „swoich” (pracownicy tego samego zakładu), niż wobec „obcych” (pracownicy z innego kręgu kulturowego, osoby nam nieznane). Jest to szczególnie ważny problem w organizacjach, które funkcjonują w różnych częściach świata, których pracownicy wywodzą się z odmiennych kręgów kulturowych. Z reguły o zasady ochrony środowiska, przestrzeganie standardów medycznych dba się bardziej w macierzystej siedzibie firmy niż w odległych filiach.

O zasadności użycia terminu „odpowiedzialność” w odniesieniu do techniki decyduje możliwość ponadsubiektywnego jej uzasadnienia. Hans Jonas proponował zastąpienie modelu odpowiedzialności „po czynie” modelem odpowiedzialności „przed czynem”. Formuła odpowiedzialności po czynie została przejęta z tradycji prawnej, jest ona jednak niewystarczająca, ponieważ skupia się na skutkach czynu, a nie na intencjach sprawcy, a skutki te często mogą być nieodwracalne. Łatwiej określić odpowiedzialność odniesieniu do oceny skutków czynu, jednak skutki te są następstwem działania zbiorowego, w którym indywidualna odpowiedzialność się „roztopia”, nie daje się zidentyfikować. Jonas, w zamian odpowiedzialność *post factum* zaproponował odpowiedzialność *prewencyjną*, czyli przed czynem, w której bierze się pod uwagę przyszłe następstwa odpowiednich działań, aby eliminować te zachowania, które wiążą się z zagrożeniami. Analiza konse-

kwencji wynikających z koncepcji „mocy” sprawczej podmiotu wskazuje na istotne ograniczenia odpowiedzialności konkretnej osoby w jej działaniu. W końcu przewidywanie długoterminowych skutków postępowania jest dla nas niemożliwe [10, s. 170-172]. Pracownicy zwalniają się, rotacji podlegają miejsca pracy, zmieniają się także członkowie rad nadzorczych i prezesi spółek. Jednak zakres odpowiedzialności organizacji nie może się zmieniać. Stąd wyłoniła się tendencja do odpowiedzialności rozumianej w sensie instytucjonalnym (odpowiedzialności organizacji), kiedy podmiotem odpowiedzialności jest firma lub instytucja. Pomimo zmiany osoby decydenta firma w dalszym ciągu ponosi odpowiedzialność w nie mniejszym zakresie.

Tutaj wyłania się problem czy można instytucji, jako całości przypisać odpowiedzialność. Koncepcja społecznej odpowiedzialności organizacji łączy w sobie elementy tradycyjnie pojmowanej odpowiedzialności, rozumianej, jako odpowiedzialność indywidualna z wymogami odpowiedzialności prewencyjnej. Stanowi ona połączenie trzech istotnych aspektów: ekologicznego (zrównoważony rozwój), społecznego (walka z wykluczeniem społecznym) i etycznego (przyjęcie zobowiązań moralnych przez firmę). W ogólnym sensie chodzi o taki rodzaj działania instytucji, które wykracza poza kalkulację zysków i strat i uwzględnia czynniki pozaekonomiczne – społeczne i środowiskowe [20].

W tym wypadku pojawiają się pewne istotne ograniczenia. Postulat odpowiedzialności jest wymogiem uniwersalnym, chociaż jest on zazwyczaj odczytywany, jako zadanie moralne dla określonego podmiotu, bądź grupy podmiotów. Dwie perspektywy – generalna i partykularna są niekiedy trudne do pogodzenia. Jednostki pełnią różne role w organizacji, w przypadku dużej fluktuacji kadr trudno wypracować model spójnego działania firmy w dłuższym czasie. Niekiedy zmiana roli wpływa na zmianę odczytywania zakresu odpowiedzialności. To samo działanie będzie wiązało się z innym zobowiązaniem dla przełożonego, a innym dla pracownika. Fragmentacja dotyczy:

- 1) zawężania powinności moralnej, który związana jest z określoną rolą społeczną i miejscem jednostki w strukturze instytucjonalnej, oraz
- 2) zawężania czasowego horyzontu odpowiedzialności do określonego miejsca i czasu.

Brak satysfakcjonującego rozwiązania dla ugruntowania etyki odpowiedzialności, nie podważa jednak sensowności całej koncepcji. Odpowiedzialne postępowanie ze strony podmiotu (lekarza, pracownika obsługującego robota medycznego) jest niezbędne dla dobrego funkcjonowania instytucji. Unikanie odpowiedzialności, bądź zawężanie pola odpowiedzialności jest powodem obniżonego po-

ziomu zaufania wobec instytucji. Zbiurokratyzowane instytucje, jakimi niejednokrotnie są szpitale i inne placówki medyczne, które funkcjonują na zasadzie skomplikowanych procedur zawęża zobowiązane moralne pracowników instytucji. Edukacja z zakresu wiedzy na temat istoty i zakresu odpowiedzialności mogłaby przyczynić się do poprawy funkcjonowania instytucji. Należy wziąć pod uwagę to, że organizacja, instytucja medyczna, jak również proces leczenia stanowią przykład działania różnych systemów formalno-decyzyjnych, dlatego należy uwzględnić specyfikę działania organizacji, uwzględniając aspekt instytucjonalny, prawny, etyczny.

Gdy mowa o robotach medycznych, ich znaczenie jest niebagatelne, mogą one w istotny sposób wpłynąć na poprawę, jakości leczenia i terapii medycznej [13]. Nie uważam, żeby użycie robotów zagrażało człowiekowi, chodzi jednak o właściwe używanie narzędzi. Wykorzystanie maszyn w terapii wpływa na charakter relacji międzyludzkich, jednak nie zawsze jest to wpływ szkodliwy, niejednokrotnie przynosi takie typy działań, które w istotny sposób warunkują poprawę jakości ludzkiego życia i sprawność codziennego funkcjonowania.

BIBLIOGRAFIA:

- [1] Andersen S., *Wprowadzenie do etyki*, Dialog, Warszawa 2003.
- [2] Asimov I., *Runaround*, w: *I Robot*, Bantam Books, New York 2004.
- [3] Biesaga T., *Etyka cnót w etyce medycznej*, „Medycyna Praktyczna” 3/2006, s. 20–23.
- [4] Campi R., *Kodeksy etyczne robotów: zagadnienie kontroli sprawowanej przez człowieka*, „Pomiary Automatyka Robotyka” 2011, nr 3/201, s. 66–70.
- [5] Descartes R., *Człowiek. Opis ciała ludzkiego*, PWN, Warszawa 1989.
- [6] Fiolek J., *Filozofia jako etyka. Eseje filozoficzno-etyczne*, Znak, Kraków 2001.
- [7] Fukuyama F., *Koniec człowieka. Konsekwencje rozwoju rewolucji biotechnologicznej*, Znak, Kraków 2004.
- [8] Ingarden R., *O odpowiedzialności jej podstawach ontycznych*, w: *Księżeczka o człowieku*, Kraków 2001, s. 73–111.
- [9] Jaspers K., *Filozofia egzystencji. Wybór pism*, PIW, Warszawa 1990.
- [10] Jonas H., *Zasada odpowiedzialności*, Wydawnictwo Platan, Kraków 1996.
- [11] Kiepas A., *Spółeczna odpowiedzialność jako podstawa zrównoważonej przedsiębiorczości*, w: L. Karczewski, H.A. Kretek (red.): *Etyka biznesu i społeczna odpowiedzialność organizacji jako wyzwanie XXI wieku*, Wydawnictwo Politechniki Opolskiej, Opole 2013, s. 307–328.
- [12] Kiepas A., *Przemysł 4.0 – nowe wyzwanie dla etyki odpowiedzialności*, w: L. Karczewski, H.A. Kretek (red.): *Kulturowe, społeczne i etyczne uwarunkowania biznesu, gospodarki i zarządzania*, Wydawnictwo Politechniki Opolskiej, Opole 2015, s. 29–42.
- [13] Nawrat Z., *Robotyka medyczna w Polsce*, Medical Robotics Report 1/2012, s. 7–16.
- [14] Nowacka M., *Filozoficzne podstawy zasady autonomii pacjenta*, „Problemy higieny i epidemiologii” 2008, nr 89 (3), s. 326–329.
- [15] Pellegrino E.D., *Toward a virtue-based normative ethics for the health professions*, Kennedy Institute Ethics, 1995, no. 5.
- [16] Picht G., *Odwaga utopii*, PIW, Warszawa 1981.
- [17] Singer P., *O życiu i śmierci. Upadek etyki tradycyjnej*, PIW, Warszawa 1997.
- [18] Ślęczek-Człon D., *Problem wartości i jakości życia w sporach bioetycznych*, Wydawnictwo UŚ, Katowice 2004.
- [19] Ślipko T., *Granice życia. Dylematy współczesnej bioetyki*, WAM, Kraków 1994.
- [20] Zapłata S., Kaźmierczak M., *Ryzyko, ciągłość biznesu, odpowiedzialność społeczna. Nowoczesne koncepcje zarządzania*, Oficyna a Wolters Kluwer Business, Warszawa 2011, s. 158–169.



BIOCYBERNETICS LABORATORY

The Professor Zbigniew Religa FOUNDATION OF CARDIAC SURGERY DEVELOPMENT

Surgical Robots

Robin Heart - Polish family of a surgical robots

Robin Heart UniSystem - a new generation of robotic surgical tools

Robin Heart Shell - haptic and remote control

MIMS simulation:
- Training Station
- Virtual Operating Room

Surgery Workshop and International Conference of Medical Robots

International scientific research projects

Deputy Research Director of Heart Prostheses Institute

Zbigniew Nawrat PhD

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

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

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

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

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

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



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

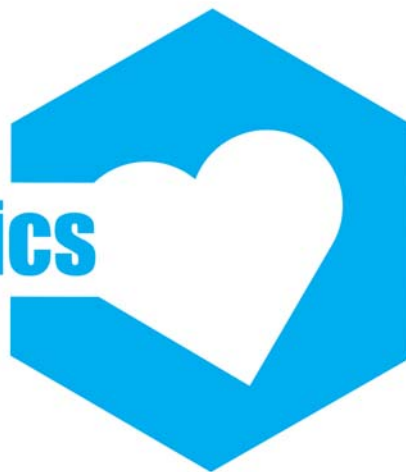
- **STIFF-FLOP** project grant (STIFFness controllable Flexible and Learn-able Manipulator for surgical Operation) from the European Communities Seventh Framework Programme focused on a new kind of robot designing bioinspired by octopus anatomy, coordinated by King's College London
- **JU ENIAC project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

The Professor Zbigniew Religa
FOUNDATION OF CARDIAC SURGERY DEVELOPMENT
ul. Wolności 345a,
41-800 Zabrze
POLAND



Biocybernetic Laboratory
phone.: +48 32/ 373-56-26
e-mail: zmalota@frk.pl

International Society for Medical Robotics



Invitation

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

So – this is OUR ASSOCIATION!

President
Zbigniew Nawrat

Ladies and Gentlemen,

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

Zaproszenie

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

Czyli – to NASZE STOWARZYSZENIE!

Zbigniew Nawrat
Prezydent

Szanowni Państwo,

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

www.medicalrobots.eu



MEMBERSHIP DECLARATION

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

☐ ORDINARY MEMBER

☐ SUPPORTING MEMBER

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

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

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

Personal details / Company details:²

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

.....

2. Legal status:

.....

3. Names of parents:

.....

4. Date and place of birth:

.....

5. KRS/EDG Number:

.....

6. Place of residence/ registered office:

.....

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

.....

8. Telephone / e-mail:

.....

.....

Place, date

.....

Signature

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

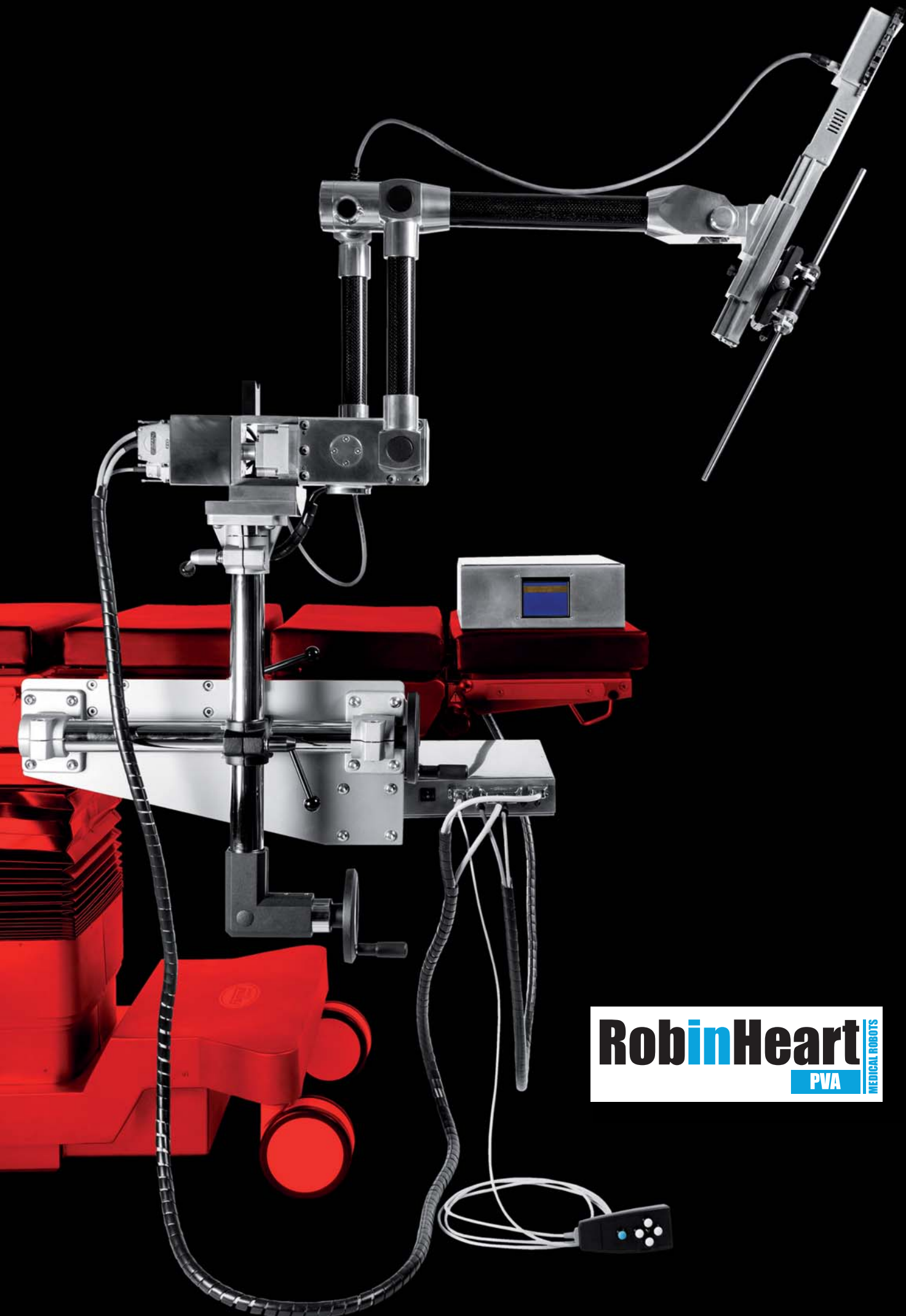
**Międzynarodowe Stowarzyszenie na Rzecz Robotyki Medycznej
ul. Wolności 345a, 41-800 Zabrze**

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

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

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

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



RobinHeart
PVA MEDICAL ROBOTS



RobinHeart

SYSTEM

MEDICAL ROBOTS

