## **POSTĘPY ROBOTYKI MEDYCZNEJ** Advances in medical robotics

Redakcja Lucyna Leniowska Zbigniew Nawrat

Rzeszów 2013

Publikacja wydrukowana została w ramach projektu "Internetowa Promocja Nauki" realizowanego przy udziale środków Europejskiego Funduszu\_Społecznego w ramach Programu Operacyjnego Kapitał Ludzki – działanie 4.2 Rozwój kwalifikacji kadr systemu B+R i wzrost świadomości roli nauki w rozwoju gospodarczym.

### Redakcja:

dr hab. inż. Lucyna Leniowska, prof. UR dr hab. Zbigniew Nawrat

Recenzent: dr hab. inż. Marian Wysocki, prof. PRz

### Wydawca publikacji:

Uniwersytet Rzeszowski Al. T. Rejtana 16c 35-959 Rzeszów Tel. (17) 872 13 43 www. inprona.pl

Rzeszów 2013 ISBN 978-83-63151-04-1 Nakład 250 egz.

### Projekt graficzny, skład, łamanie, druk:

Wydawnictwo Mitel Ul. Baczyńskiego 9 35-210 Rzeszów Tel. (17) 8521362 www.mitel.com.pl

Copyright by Biuro Projektu Internetowa Promocja Nauki All right reserved Książka, ani żaden jej fragment nie może być przedrukowana bez pisemnej zgody Wydawcy.

Publikacja jest dystrybuowana bezpłatnie.

Dla osób, które zarejestrują się na stronie internetowej projektu **www.inprona.pl** dostępna także w wersji elektronicznej

## Spis treści

Przedmowa	5
1. Kevin Warwick The Diminishing Human-Machine Interface	7
2. Zbigniew Nawrat The Robin Heart – achievements and perspectives of Polish surgical robot	21
3. Ryszard Leniowski, Lucyna Leniowska The control system of surgical robot ROCH-1	35
4. Filip Szufnarowski Stewart platform with fixed rotary actuators: a low cost design study .	49
<ol> <li>Szymon Kostrzewski, John Michael Duff, Charles Baur, Mariusz Olszewski Development of a robotic system for spial surgery</li> </ol>	63
6. Jacek Cieślik Path generator for multi-member surgical manipulator with specified path optimization	71
7. Wojciech Witkiewicz, Jakub Turek, Marek Zawadzki <i>Czy roboty zdominują chirurgię XXI wieku?</i>	81
8. Józef Kozak Opracowanie nowych technologii w obszarach chirurgii wspomaganej komputerowo	89
9. Marcin Grochowina, Ryszard Leniowski, Lucyna Leniowska Ocena napędów firmy Faulhaber pod kątem projektowania układu sterowania robota chirurgicznego ROCH-1	101

10.	Ryszard Leniowski, Jakub Meissner Zastosowanie standardu DICOM do wyznaczania przestrzeni operacyjnej	111
11.	Łukasz Frącczak Strategie sterowania i planowania trajektorii wykorzystywane w manipulatorach hiper-redundantnych przeznaczonych do przeprowadzania operacji małoinwazyjnych	125
12.	Grzegorz Ilewicz, Zbigniew Nawrat, Katarzyna Sokołowska Projektowanie mechatroniczne, optymalizacja i bioinżynieria telemanipulatora torakokardiochirurgicznego	135
13.	Zbigniew Małota, Zbigniew Nawrat, Paweł Kostka, Wojciech Sadowski, Piotr Rybka, Kamil Rohr Stanowiska treningowo-badawcze narzędzi i robotów chirurgicznych Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Z. Religi w Zabrzu	151
14.	Radosław Nowosielski Platforma sterująca telemanipulatorem chirurgicznym	165
15.	Krzysztof Lis, Łukasz Mucha, Kamil Rohr Wykorzystanie mikrowzbudników drgań do realizacji siłowego sprzężenia zwrotnego w zadajniku	175
16.	Andrzej Michnik, Zbigniew Szczurek Prototypy robotów rehabilitacyjnych opracowane w Instytucie Techniki i Aparatury Medycznej w Zabrzu	189
17.	Łukasz Mucha Mechanizmy przeniesienia napędu w narzędziach laparoskopowych  .	197
18.	Agnieszka Kobierska Analiza budowy manipulatorów niedonapędzonych stosowanych w operacjach chirurgicznych	207

### Przedmowa

Badania w dziedzinie medycyny dokonały tak olbrzymiego postępu, że dziś – praktycznie biorąc – nikt już nie jest zdrowy. (Bertrand Russell)

Historia cywilizacji to w znacznej mierze historia narzędzi, a roboty to najbardziej zaawansowane narzędzia ludzkości. A przecież słowo "robot" trafiło do techniki prosto ze sceny, z wyobraźni artystycznej. "Robota" – sztuczną istotę, stanowiącą imitację człowieka, zdyscyplinowaną, wydajną i wolną od uczuć, wymyślił bowiem czeski pisarz Karel Čapek.

Roboty medyczne, w przeciwieństwie do robotów przemysłowych, które stopniowo zastępują ludzi, mogą być postrzegane jako inteligentne narzędzia robocze, zwiększające możliwości chirurga – operatora. Stanowią szansę wprowadzenia nowej jakości standardów usług medycznych, ponieważ pomiędzy diagnozą a decyzją i pomiędzy decyzją a działaniem jest – obecnie bardzo już sprawny – komputerowy system kontrolny. Dzisiaj jednak nie jest możliwe zaprogramowanie robota tak, aby pracował autonomicznie i całkowicie zastąpił chirurga.

W ostatnich latach coraz częściej pojawiają się próby udoskonalenia urządzeń stosowanych w chirurgii małoinwazyjnej (MIS – Micro Invasive Surgery), co wynika z dążeń do przeprowadzania zabiegów bardziej precyzyjnych, z ograniczonymi urazami pacjenta i z krótkim okresem rekonwalescencji. To rewolucyjne podejście do operacji pozwala na precyzyjne wykonanie zabiegu poprzez stosunkowo małe nacięcia w ciele pacjenta. Ostatnie lata dowodzą, że robot może być narzędziem człowieka, niezbędnym, dla wykonywania usług medycznych na poziomie gwarantującym bezpieczeństwo i jakość wykonywanych działań, które byłyby niemożliwe do osiągnięcia w klasyczny sposób. Niezwykły rozwój telekomunikacji i przekazu informacji tworzy podstawy do kolejnej rewolucji – upowszechnienia teleoperacji. Tu roboty odegrają swoją prawdopodobnie najważniejszą rolę.

Robotyka medyczna zakłada kontakt bezpośredni z ciałem lub pośredni wpływ na człowieka. Zrobotyzowane urządzenia mają pomagać we wszystkich życiowych zadaniach, takich jak: przemieszczanie się, spożywanie posiłków, proste prace mechaniczne, nauka czy rozrywka. Robot partnerujący człowiekowi musi nie tylko poruszać się w przestrzeni urbanistycznej stworzonej przez człowieka dla człowieka, ale również powinien rozumieć zachowanie i sposób pojmowania rzeczywistości przez ludzi.

Oddajemy do rąk Państwa monografię poświęconą multidyscyplinarnej dziedzinie robotyki medycznej. Książka ta powstała, jako ślad ważnego spotkania fachowców wielu dziedzin nauki i techniki, młodych adeptów wiedzy medycznej i inżynierii, filozofów i bohaterów nowoczesnej medycyny – pacjentów. Gościliśmy na spotkaniach w Zabrzu i w Rzeszowie wybitnych specjalistów: Mehrana Anvariego, kanadyjskiego chirurga, pioniera i praktyka teleoperacji, Kevina Warwicka, angielskiego ekscentrycznego naukowca, pierwszego cyborga w historii ludzkości oraz Richarda Satavę, który prowadził pierwszy projekt robota chirurgicznego w latach osiemdziesiątych z ramienia DARPA w USA. Wybraliśmy do monografii najciekawsze tematy, najwartościowsze osiągnięcia – ich autorzy przygotowali odpowiednie rozdziały, które podlegały normalnej procedurze recenzji, by zachować odpowiedni poziom naukowy tego wspólnego dzieła. Żywimy nadzieję, że przez najbliższe lata stanie się ona wartościowym źródłem aktualnej wiedzy akademickiej i informacji o stanie polskiej nauki w zakresie robotyki medycznej.

#### Lucyna Leniowska

Kierownik Zakładu Mechatroniki, Automatyki i Optoelektroniki Instytut Techniki, Uniwersytet Rzeszowski

### **Zbigniew** Nawrat

Dyrektor Instytutu Protez Serca, Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii Katedra Kardiochirurgii i Transplantologii, Śląski Uniwersytet Medyczny

## The Diminishing Human-Machine Interface

Kevin Warwick\*

### Streszczenie

W artykule przedstawiono praktyczne przykłady połączenia najnowszych technologii IT z biologią, zarówno w celach terapeutycznych, jak i z perspektywą rozszerzenia możliwości ludzkiego organizmu. W pierwszej części omówiono eksperyment wykorzystujący laboratoryjne namnażanie neuronów w celu stworzenia 'mózgu' do sterowania niewielkich robotów. Następnie przeanalizowano zastosowania różnych rodzajów implantów, takich jak: mikroelektrody pozwalające rozszerzyć możliwości ludzkiego organizmu, elektrody sprzężone z generatorem służące do głebokiej stymulacji mózgu w terapii choroby

Parkinsona, implanty magnetyczne oraz implanty RFID wykorzystujące fale radiowe w celach identyfikacji. Omówiono również zastosowanie zewnętrznych, nieinwazyjnych elektrod EEG w diagnozowaniu i zapobieganiu napadom epilepsji czy też w leczeniu zaburzeń obsesyjno-kompulsywnych.

### 1. Introduction

Over the last few years tremendous advances have been made in the area of humancomputer interaction, particularly insofar as interfaces between technology and the body or brain are concerned. In this article we take a look at some of the different ways in which such links can be forged.

Considered here are several different experiments in linking biology and technology together in a cybernetic fashion, essentially ultimately combining humans and machines in a relatively permanent merger. It is important to realise that a key driver in this is that it is the overall final system that is important. Essentially, from a biological start point, by coupling in a relatively permanent way, with technology so the overall system can exhibit many more functions than the original biological entity. This can be realised for purposes of therapy alone, however much more exciting is the fact that it opens up the opportunity for human enhancement.

Where a brain is involved, which surely it is somewhere, it must not be seen as a stand alone entity but rather as part of an overall system – adapting to the system's needs – the overall combined cybernetic creature is the system that is of importance.

Each of the experiment is described in its own separate section. Whilst there is, in some cases, a distinct overlap between the sections, they each throw up individual considerations. Following a description of each investigation some pertinent issues on the topic are therefore discussed. Points have been raised with a view to near term future technical advances and what these might mean in a practical scenario. It has not been the case of an attempt here to present a fully packaged conclusive document, rather the aim

<sup>\*</sup> School of Systems Engineering, University of Reading, Whiteknights, Reading, RG6 6AY, UK.

has been to open up the range of research being carried out, see what's actually involved and look at some of its implications.

We start by looking at research into growing brains within a robot body, move on to the Braingate, take in deep brain stimulation and (what is arguably the most widely recognised) eeg electrode monitoring and conclude with permanent magnet implantation which is being classified nowadays as "BioHacking" in the popular press. This later method can probably be seen as an entry level implant, so to speak. RFID implants are also briefly discussed.

### 2. Biological Brains in a Robot Body

Neurons can be cultured under laboratory conditions on an array of non-invasive electrodes. Whilst it is certainly possible to investigate their development per se, without embedding them within an active feedback loop results are likely to be somewhat stilted. A more sensible and useful route is to culture the neurons such that they can operate within a real world body. A robot body can move around in a defined area under the control of such a network/brain and the effects on the brain, due to controlling the body, can be witnessed. Whilst this is, in itself, extremely interesting from a robotics perspective, it also opens up a new approach to the study of the development of the brain itself because of its sensory-motor embodiment. Investigations can therefore be carried out into such as memory formation and reward/punishment scenarios and other elements that underpin the basic functioning of a brain.

Growing brain cells (around 100,000 at present) in vitro commences by separating neurons obtained from foetal rodent cortical tissue. They are then grown in a small dish which is housed in an incubator in which they are provided with suitable environmental conditions and nutrients as a food stock. An array of electrodes embedded in the base of the dish (a Multi Electrode Array; MEA) acts as a bi-directional electrical interface to and from the culture. This enables electrical signals to be supplied to stimulate the culture and also for recordings to be taken as outputs from the culture.

The neurons in such cultures spontaneously connect, communicate and develop, within a few weeks giving useful responses for typically 3 months at present. The flat '8x8' Multi Electrode Array can be used for real-time recordings (see Figure 1). In this way it is possible to separate the firings of small groups of neurons by monitoring the output signals on the electrodes. A picture of the global activity of the entire network can thus be formed. It is also possible to electrically stimulate the culture via any of the electrodes in order to induce neural activity. The multi-electrode array therefore forms a bi-directional interface with the cultured neurons [1, 2].

Once it has developed for about 10 days or so the brain can be linked to its physical robot body [3] with signals being transmitted from the brain to the robot body to effect its movement. Sensory data fed back from the robot is subsequently delivered to the culture, thereby closing the robot-culture loop. Thus, the processing of signals can be broken down into two sections (a) 'culture to robot', in which live neuronal activity is used as the decision making mechanism for robot control, and (b) 'robot to culture', which involves an input mapping process, from robot sensor to stimulate the culture. The actual number of neurons in a brain depends on natural density variations in seeding the culture in the first place. The electrochemical activity of the culture is sampled and this is used as input to the robot's wheels. Meanwhile the robot's (ultrasonic) sensor readings are converted into stimulation signals received by the culture, thereby closing the loop.

Early development of the culture involves the formation of elementary neural connections. An existing neuronal pathway through the culture is identified by searching for strong relationships between pairs of electrodes. Such pairs are defined as those electrode combinations in which neurons close to one electrode respond to stimulation from the other electrode at which the stimulus was applied more than 60% of the time and respond no more than 20% of the time to stimulation on any other electrode.

A rough input-output response map of the culture is drawn by cycling through the electrodes in turn. In this way, an input/output electrode pair can be chosen in order to provide an initial neural pathway for the robot to operate. This is then employed to control the robot body – for example if the ultrasonic sensor is active and we wish the response to cause the robot to turn away from the object being located ultrasonically (possibly a wall) in order to keep moving.

For simple experimentation purposes, the small wheeled robot (see Figure 2) is required to follow a forward path until it reaches a wall, at which point the front sonar value decreases below a threshold, set at something like 20 cm., triggering a stimulating

pulse. If, shortly after this, the responding (output) electrode registers activity so the robot turns to avoid the wall. In experiments the robot turns whenever activity is registered on the response electrode. The most relevant result is therefore the occurrence of the chain of events: wall detection–stimulation–response.

As an overall control element for direction and wall avoidance the cultured brain acts as the sole decision making entity within the overall feedback loop. One important aspect for investigation involves neural pathway changes, with



**Fig. 1.** a) A Multi Electrode Array (MEA) showing the electrodes b) Electrodes in the centre of the MEA seen under an optical microscope c) An MEA at x40 magnification, showing neuronal cells in close proximity to an electrode

respect to time, in the culture between the stimulating and recording electrodes.

In terms of research, learning and memory investigations are at an early stage. However the robot can be seen to improve its performance over time in terms of its wall avoidance ability in the sense that neuronal pathways that bring about a satisfactory action tend to strengthen purely though the process of being habitually performed – learning due to habit.

The number of variables involved is though considerable and the plasticity process, which occurs over quite a period of time, is dependent on such factors as initial seeding and growth near electrodes as well as environmental transients such as temperature and humidity. Learning by reinforcement – rewarding good actions and punishing bad is more in terms of investigative research at this time.

It has been shown that a robot can have a biological brain with which to make its 'decisions'. The 100,000 neuron size is merely due to the present day limitations of the experimentation described. Indeed 3 dimensional structures are already being investigated. Increasing the complexity from 2 dimensions to 3 dimensions produces a figure of approximately 30 million neurons for the 3 dimensional case – not yet the 100 billion neurons of a 'perfect' human brain, but well in tune with the brain size of many other animals.

This area of research is expanding rapidly. Not only is the number of cultured neurons increasing, but the range of sensory inputs is being expanded to include audio, infra red and even visual. Such richness of stimulation will no doubt have a dramatic effect on culture development. The potential of such systems, including the range of tasks they can deal with, also means that the physical body can take on different forms. There is no reason, for example, that the body cannot be a two legged walking robot, with rotating head and the ability to walk around in a building.

It is the case that understanding neural activity, in terms of brain functioning, becomes more difficult as the culture size increases. With a 3 dimensional structure, monitoring activity deep within the central area, as with a human brain, becomes extremely complex, even with needle-like electrodes. In fact the present 100,000 neuron cultures are already



Fig. 2. Wheeled Robot Body and Brain Together

far too complex at present for us to gain an overall insight. When they are grown to sizes such as 30 million neurons and beyond, clearly the problem is significantly magnified.

Looking a few years out, it seems quite realistic to assume that such cultures will become larger, potentially growing into sizes of billions of neurons. On top of this, the nature of the neurons may be diversified. At present rat neurons are generally employed in studies. However human neurons are also being cultured even now, thereby bringing about a robot with a human neuron brain. If this brain then consists of billions of neurons, many social and ethical questions will need to be asked [4].

For example – If the robot brain has roughly the same number of human neurons as a typical human brain then could/should the resultant living entity in which the brain resides have similar rights to humans? Also – What if such creatures have far more human neurons than in a typical human brain – e.g. 100 billion times more – would they make all future decisions rather than regular humans? Certainly the restrictions in size which result from the limitations of residing in a human body are no longer apparent. It means that as we look to the future we will no doubt witness thinking robots with brains not too dissimilar to those of humans.

### 3. Braingate Implant

It is the case that many human brain-computer interfaces are used for therapeutic purposes, in order to overcome a medical or neurological problem. A good example of this is the use of implants for deep brain stimulation in order to overcome the effects of Parkinson's Disease. We will look at this further in the next section. The possibilities of 'Human Enhancement' are not really considered!

With more general brain-computer interfaces the therapy – enhancement situation is complex. In some cases it is possible for those who have suffered an amputation or who have a spinal injury due to an accident, to regain control of devices via their (still functioning) neural signals [5]. Meanwhile stroke patients can be given limited control of their surroundings, as indeed so can those who have such as motor neurone disease.

With these cases the situation is not straightforward, because on top of any restorative aspects, each individual is usually given abilities that no normal human has – for example the ability to move a cursor around on a computer screen from neural signals alone [6].

Some of the most impressive human research to date has been carried out using the microelectrode array, shown in Figure. 3. The individual electrodes are 1.5mm long and taper to a tip diameter of less than 90 microns. Although a number of trials not using humans as a test subject have occurred, human tests are at present limited to two groups of studies. In the second of these the array has been employed in a recording only role, most notably recently as part of (what is called) the 'Braingate' system.

Electrical activity from a few neurons monitored by the array electrodes was decoded into a signal to direct cursor movement. This enabled an individual to position a cursor on a computer screen, using neural signals for control combined with visual feedback. The same technique was later employed to allow the individual recipient, who was paralysed, to operate a robot arm [7]. The first use of the microelectrode array (shown in Figure 3) has though considerably broader implications which extend the capabilities of the human recipient.

As a step towards a more broader concept of brain-computer interaction and as an initial look at the possibilities of human enhancement, the microelectrode array (shown in Figure 3) was implanted into the median nerve fibers of a healthy human individual (the author) during two hours of neurosurgery in order to test bidirectional functionality in a series of experiments. Stimulation current applied directly into the nervous system allowed information to be sent to the user, while control signals were decoded from neural activity in the region of the electrodes [8]. In this way a number of trials were successful [9].

- 1. Extra sensory (ultrasonic) input was successfully implemented (see Figure 4 for the experimentation).
- 2. Extended control of a robotic hand across the internet was achieved, with feedback from the robotic fingertips being sent back as neural stimulation to give a sense of force being applied to an object (this was achieved between Columbia University, New York (USA) and Reading University, England).
- 3. A primitive form of telegraphic communication was brought about directly between the nervous systems of two humans (the author's wife assisted) [9].
- 4. A wheelchair was successfully driven around by means of neural signals.
- 5. The colour of jewellery was changed as a result of neural signals also the behavior of a collection of small robots.



Fig. 3. A 100 electrode, 4x4 mm Microelectrode Array, shown on a UK 1 pence piece for scale

Perhaps in all of the above cases it could be argued that the trial proved useful for purely therapeutic reasons, e.g. the ultrasonic sense could be useful for an individual who is blind or the telegraphic communication could be very useful for those with certain forms of Motor Neurone Disease.

Each trial can however also be seen as a form of human enhancement beyond the human norm for an individual. Indeed the author did not need to have the implant for medical purposes to overcome a problem but rather the experimentation was performed purely for scientific exploration. The question arises therefore as to how far should things be taken? Clearly enhancement by means of Brain-Computer Interfaces opens up all sorts of new technological and intellectual opportunities, however it also throws up a raft of different ethical considerations that need to be addressed directly.

When ongoing experiments of the type described involve healthy individuals where there is no reparative element in the use of a brain computer interface, but rather the main purpose of the implant is to enhance an individual's abilities, it is difficult to regard the operation as being for therapeutic purposes. Indeed the author, in carrying out such experimentation, specifically wished to investigate actual, practical enhancement possibilities [8–11].

It is clear, from the experiments, that extra sensory input is one practical possibility that has been successfully trialled, however improving memory, thinking in many dimensions and communication by thought alone are other distinct potential, yet realistic, benefits, with the latter of these also having been investigated to an extent. To put it bluntly – all these things appear to be possible (from a technical viewpoint at least) for humans in general.

As we look to the future it is quite possible that commercial influences coupled with the societal wishes to communicate more effectively and perceive the world in a richer form will drive a market desire with regard to such implants. Ultimately direct brain to brain communication, possibly using implants of the type described, is a very exciting proposition, possibly resulting in thoughts, emotions, feelings, colours and basic ideas being transmitted directly from brain to brain. Whilst this raises many questions as to how it would work in practice, clearly we would be foolish not to push ahead to try to achieve it.



Fig. 4. Experimenting with an ultrasonic sense

### 4. Deep Brain Stimulation

The number of Parkinson's disease (PD) patients is estimated to be 120–180 out of every 100,000 people, although the percentage is increasing rapidly as life expectancies increase. For decades researchers have exerted considerable effort to understand more about the disease and to find methods to successfully limit its symptoms [12], which are most commonly periodic (and frequently acute) muscle tremor and/or rigidity. Many other symptoms such as haunched stooping may however occur in later stages of PD.

In the early stages of PD, the drug levodopa (L-dopa) has been the most common form of treatment since 1970. However the effectiveness of L-dopa decreases as the disease worsens and for many patients the severity of side effects increases, something that is more apparent when the onset of the disease occurs at a younger age. Surgical treatment, such as lesioning used to be an alternative when drug treatments become ineffective. Lesioning can alleviate symptoms thus reducing the need for drug therapy all together. Indeed this is still performed to some extent. However a further alternative treatment of PD by means of Deep Brain Stimulation (DBS) became possible when the relevant electrode technology became available from the late-1980s onwards. From then on, many neurosurgeons have moved to implanting neurostimulators connected to deep brain electrodes positioned in the thalamus, sub-thalamus or globus pallidus for the treatment of PD symptoms such as tremor, dystonia and pain.

A Deep Brain Stimulation device contains an electrode lead with four or six cylindrical electrodes at equally spaced depths attached to an implanted pulse generator (IPG), which is surgically positioned in the body cavities at the top of the chest. In fact DBS has many advantages in comparison with the alternatives such as being reversible. It is also potentially much less dangerous than lesioning and is, in many cases, highly effective.

However, on the down side it presently utilizes a continuous relatively high amplitude current simulation at high frequency (typically 150–180 Hz.) resulting in the need for regular battery replacement every 24 months or so. The cost of battery replacement, the time-consuming surgery involved and the trauma of the repetitive surgery required severely limits the patients who can benefit, particularly those who are frail, have problems with their immune system or are not particularly wealthy.

The obvious solution, namely remote inductive battery recharging is fraught with problems such as the size of passive coil size that needs to be implanted, nasty chemical discharges that occur within the body and perhaps worst of all the 'wasted' time that a patient must remain in an awkwardly fixed position next to a charging station – even then the mean time between replacements is only marginally improved. Another solution to prolong the battery life is simply to improve battery technology. However, the link between price of battery and battery life is clear. If we are considering a battery that could potentially supply the stimulation currents required over a ten or twenty year period then the technology to achieve this in a low cost, implantable, durable form is nowhere near being on the horizon.

Ongoing research involving the author is aimed at developing an 'intelligent' stimulator [13–16]. The idea of the stimulator is to produce warning signals before the tremor starts so that the stimulator only needs to generate signals occasionally instead of continuously – thereby operating in a similar fashion to a heart pacemaker.

Artificial Intelligence (AI) tools such as Artificial Neural Networks [13] have been shown to successfully provide tremor onset prediction. Data input to the network is provided by the measured electrical Local Field Potentials obtained by means of the same deep brain electrodes used for stimulation, i.e. the electrodes are employed in a bidirectional fashion. The network is trained to recognise the nature of electrical activity deep in the human brain and to predict (several seconds ahead) any subsequent tremor onset. In this way the DBS device is 'intelligent', the aim being to only trigger the stimulation by means of the AI system.

Many issues exist with the AI system as much pre-processing of the neural data is necessary along with frequency filtering to minimize the difficulty of prediction. Comparative studies are now ongoing to ascertain which AI method appears to be the most reliable and accurate in a practical situation [16].

False positive predictions (the AI system indicating that a tremor is going to occur when in fact this is not the case) are not really a problem. The end result in such situations is merely that the stimulating current would be applied when it is not strictly necessary. In any event no actual tremor would occur, which is a good outcome for the patient, however unnecessary energy would have been used. That said, results show that the network can be readily tuned to avoid the occurrence of most false positives anyway.

Missing the prediction of a tremor onset is though extremely critical and is not acceptable. Such an event would mean that the stimulating current would not come into effect in time, if at all, and the patient would actually suffer from tremors occurring for a period at least.

Intelligent deep brain stimulators are starting to be designed [14, 15]. In such a case a computer (artificial brain) is used to understand the workings of specific aspects of the human brain. The job of the artificial brain is to monitor the normal functioning of the human brain so that it can accurately predict a negative event, such as a Parkinson tremor, several seconds before it actually occurs. In other words the artificial brain's job is to out think the human brain and to stop it doing what it 'normally' wants to do. Clearly the potential for this system to be applied for a broad spectrum of different uses is enormous.

### 5. Non-Invasive Brain-Computer Interfaces

By far the most studied Brain-Computer Interface to date is that involving Electroencephalography (EEG) and this is due to a number of reasons. Firstly it is non-invasive, hence there is no need for surgery with potential infection or side effects. Ethical approval requirements are therefore significantly less and, due to the ease of electrode availability and their simple compatibility, costs are relatively low.

It is also a portable procedure, involving electrodes which are merely stuck on to the outside of a person's head and can be set up in a lab with relatively little training and little background knowledge and taking little time.

The number of electrodes actually employed for experimental purposes can vary from a small number, say 4 to 6, to what is perhaps the most commonly encountered 26–30, to well over 100 for those attempting to achieve a higher resolution. It may be that individual electrodes are attached at specific locations or a cap is worn in which the electrodes are pre-positioned. The care and management of the electrodes also varies considerably between experiments from those in which the electrodes are positioned dry and external to hair to those in which hair is shaved off and gels are used to improve the contact made.

In some cases a study is more for medical purposes, one example being to investigate the onset of Epileptic seizures in patients, however the range of applications is widespread. The most typical and/or interesting are included briefly here to give an idea of possibilities and ongoing work rather than for a complete overview of the present state of play.

Typical are those in which subjects learn to operate a computer cursor in this fashion [17]. However, even after significant periods of training (many months), the process is

slow and usually requires several attempts before limited success is achieved. Along much the same lines, numerous research groups have used EEG recordings to switch on lights or control a small robotic vehicle and control other analogue signals [18, 19]. A similar method was employed, with a 64-electrode skull cap, to enable a quadriplegic to learn to carry out simple hand movement tasks by means of stimulation through embedded nerve controllers [20].

It is also possible to consider the uniqueness of specific EEG signals in response to associated stimuli and to use this as an identification tool [21]. Meanwhile interesting results have been achieved using EEG for the identification of intended finger taps, whether the taps occurred or not, with high accuracy. This is useful as a fast interface method as well as a possible prosthetic tool [22, 23].

EEG experimentation is relatively cheap, portable and easy to set up, however it is still difficult to see its widespread use in the future. It has a role to play in externally assessing some aspects of brain functioning for medical purposes, e.g. assessment of epileptic seizures and neural activity during Obsessive Compulsive Disorder, and surely these applications will increase in due course. But the possibility of people driving cars whilst wearing a cap of electrodes, with no need for a steering wheel, is not thought (by the author) to be realistic.

### 6. Subdermal Magnetic Implants

Research using subdermal magnetic implants [24] involves the stimulation of mechanoreceptors by an implanted permanent magnet manipulated through an external electromagnet. Permanent magnets retain their magnetic strength over a very long period of time and are robust to various conditions. Hard ferrite, Neodymium and Alnico are easily available, low cost permanent magnets deemed to be suitable for this.

The implanted magnet is agitated in response to an external magnetic field. The amount of agitation is directly proportional to the externally applied signal. In this way different external sensory signals can be sensed by the implantee through the extent of magnet vibration.

The highest density of mechanoreceptors is found in the fingertips, especially in the index and middle fingers. They are responsive to relatively high frequencies and are extremely sensitive to frequencies in the range 200 Hz - 300 Hz.

The pads of the middle and ring fingers were the preferred sites for experiments involving magnet implantation [24]. A simple interface containing a coil mounted on a wire-frame and wrapped around each finger was designed to generate the magnetic fields to stimulate movement in the magnet within the finger. The general idea is that output from an external sensor is used to control the current in the wrapped coil. So as the signals detected by the external sensor change, these in turn are reflected in the amount of vibration experienced through the implanted magnet.

A number of application areas have been experimented on [24]. The first being ultrasonic range information. Distance information from the ranger was encoded via the ultrasonic sensor as variations in frequency of current pulses, which in turn were passed on to the electromagnetic interface. This allowed a practical means of providing

information about the individual's surrounding for navigational assistance. The distances were understood within a few minutes of use.

A further application involves reading Morse signals. This application scenario applies the magnetic interface for communicating text messages using an encoding mechanism suitable for the interface. In this way text input can be encoded and the codes dots and dashes transmitted to the interface. The dots and dashes can be represented as either frequency or magnetic field strength variations.

### 7. RFID Implants

The final experiment to be considered briefly here is the implantation of a Radio Frequency Identification Device (RFID) (see Figure 5) as an indication of identity. Such a device transmits a sequence of pulses by radio and these represent a unique number. The number can be pre-programmed to act like a PIN number on a credit card. So, with an implant of this type, when activated, the code can be checked by computer and the identity of the carrier specified.

Such implants are being used to gain access to night clubs in Barcelona and Rotterdam (The Baja Beach Club), as a high security device by the Mexican Government and as a medical information source (having been approved in 2004 by the U.S. Food and Drug Administration which regulates medical devices in the USA). In the latter case, information on an individual's medication, for conditions such as diabetes, is stored in the implant. As it is implanted, details cannot be forgotten, the record cannot be lost, and it will not be easily stolen.



Fig. 5. RFID Implant next to a UK 2 pence coin

The implant does not have its own battery. It has a tiny antenna and microchip enclosed in a silicon or glass capsule. The antenna picks up power remotely when passed near to a larger coil of wire which carries an electric current. The power picked up by the antenna in the implant is employed to transmit by radio the particular signal encoded in the microchip. Because there is no battery, or any moving parts, the implant requires no maintenance.

The first such RFID implant to be put in place in a human occurred on 24 August 1998 in Reading, England. It measured 22 mm by 4 mm diameter. The body selected was the author of this article. The implant allowed the author to control lights, open doors and be welcomed "Hello" when he entered the front door at Reading University. Such an implant could be used in humans for a variety of identity purposes – e.g. as a credit card, as a car key or (as is already the case with some other animals) a passport.

To this time there have been many recipients of RFID implants and all echo the sentiments of cochlear implant and heart pacemaker users – the implant quickly becomes perceived as being part of the body and what the user understands to be their body. In essence, the boundaries between human and machine become theoretical. Clearly the separation between humans and technology is rapidly diminishing.

### 8. Conclusions

In this chapter a look has been taken at several different implants. Experimental cases have been reported to indicate how humans or animals can merge with technology in this way.

When considering robots with biological brains, clearly such an approach allows for 'complete body engineering' in which brain size, body size, power, communications and other abilities are optimized for the requirements in hand. It may well be that the human body is not best suited to the technological world in which it now operates and hence we see problems such as obesity as a direct consequence. Maybe this technique will ultimately open up a future route for human development whereby humans can cast off the shackles and limitations imposed by the restrictions of having to live in a biological body.

In the section on the Braingate implant a look was taken at the potential for human enhancement. Already extra-sensory input has been achieved, extending the nervous system over the internet and a basic form of thought communication. So it is likely that many humans will upgrade and become part machine themselves. This may of course mean that ordinary humans are left behind as a result.

Then came a section on deep brain stimulators employed chiefly to counteract the effects of Parkinson's Disease. This was followed by a look at standard EEG electrodes which are positioned externally and which therefore are encountered much more frequently. Unfortunately the resolution of such electrodes is relatively poor and they are only useful for monitoring and not stimulation. We may well be able to use them to learn a little more about how the brain operates but it is difficult to see them being used for highly sensitive control operations.

Finally we considered subdermal magnetic implants and their use for sensory substitution, enabling humans to extend their range of sensory input. This was followed by a brief look at RFID implants for identification purposes. Overall the range of methods considered here has therefore been quite broad. The common theme being the forming of a human-technology merged system, potentially which benefits from the advantages of both. Both for therapy and ultimately enhancement, this would clearly appear to be the future for humanity.

### Summary

In this article a look is taken at interfaces between technology and the human brain. A practical perspective is taken rather than a theoretical approach with experimentation reported on and possible future directions discussed. Applications of this technology are also considered with regard to both therapeutic use and for human enhancement. The culturing of neural tissue and its embodiment within a robot platform is also discussed, as are other implant possibilities such as permanent magnet implantation, EEG external electrode monitoring and deep brain stimulation. In each case the focus is on practical experimentation results that have been obtained as opposed to speculative assumptions.

**Keywords:** Implant Technology, Human-Machine Interfaces, Cybernetics, Systems Engineering, Culturing Networks

### Literature

- Chiappalone M., Vato A., Berdondini L., Koudelka-Hep M. and Martinoia S., *Network dynamics and synchronous activity in cultured cortical neurons*, International Journal of Neural Systems, Vol. 17, pp. 87–103, 2007.
- [2] DeMarse T., Wagenaar D., Blau A. and Potter S., *The neurally controlled Animat: biological brains acting with simulated bodies*, Autonomous Robots, Vol. 11, pp. 305–310, 2001.
- [3] Warwick K., Nasuto S., Becerra V. and Whalley B., *Experiments with an in-vitro robot brain*, Chapter in 'Instinctive Computing', Lecture Notes in Artificial Intelligence, Y. Cai (Ed.), Vol. 5987, pp. 1–15, 2010.
- [4] Warwick K., Implications and consequences of robots with biological brains, Ethics and Information Technology, Vol. 12, Issue. 3, pp. 223–234, 2010.
- [5] Donoghue J., Nurmikko A., Friehs G. and Black M., Development of a neuromotor prosthesis for humans, Chapter 63 in Advances in Clinical Neurophysiology, Supplements to Clinical Neurophysiology, Vol. 57, pp. 588–602, 2004.
- [6] Kennedy P., Andreasen D., Ehirim P., King B., Kirby T., Mao H. and Moore M., Using human extra-cortical local field potentials to control a switch, Journal of Neural Engineering, Vol. 1, Issue. 2, pp. 72–77, 2004.
- [7] Hochberg L., Serruya M., Friehs G., Mukand J., Saleh M., Caplan A., Branner A., Chen D., Penn R. and Donoghue J., *Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia*, Nature, Vol. 442, pp. 164–171, 2006.
- [8] Warwick K., Gasson M., Hutt B., Goodhew I., Kyberd P., Andrews B., Teddy P. and Shad A., *The application of implant technology for cybernetic systems*. Archives of Neurology, Vol. 60, Issue. 10, pp. 1369–1373, 2003.
- [9] Warwick K., Gasson M., Hutt B., Goodhew I., Kyberd P., Schulzrinne H. and Wu X., *Thought Communication and Control: A First Step Using Radiotelegraphy*, IEE Proceedings on Communications, Vol. 151, No. 3, pp. 185–189, 2004.

- [10] Gasson M., Hutt B., Goodhew I., Kyberd P. and Warwick K., Invasive Neural Prosthesis for Neural Signal Detection and Nerve Stimulation, International Journal of Adaptive Control and Signal Processing, Vol. 19, Issue. 5 (2005) 365–375.
- [11] Warwick K. and Gasson M., Practical Interface Experiments with Implant Technology, in Lecture Notes in Computer Science, Vol. 3058, edited by Sebe N., Lew M. and Huang T., Computer Vision in Human-Computer Interaction (2004) 7–16.
- [12] Pinter M., Murg M., Alesch F., Freundl B., Helscher R. and Binder H., Does deep brain stimulation of the nucleus ventralis intermedius affect postural control and locomotion in Parkinson's disease?, Movement Disorders, Vol. 14, Issue. 6, pp. 958–963, 1999.
- [13] Pan S., Warwick K., Gasson M., Burgess J., Wang S., Aziz T. and Stein J., Prediction of Parkinson's Disease tremor onset with artificial neural networks, Proc. IASTED Conference BioMed 2007, Innsbruck, Austria, pp. 341–345, 14–16 Feb 2007.
- [14] Wu D., Warwick K., Ma Z., Burgess J., Pan S. and Aziz T., Prediction of Parkinson's disease tremor onset using radial basis function neural networks, Expert Systems with Applications, Vol. 37, Issue. 4, pp. 2923–2928, 2010.
- [15] Pan S., Iplikci S., Warwick K. and Aziz T., Parkinson's Disease tremor classification a comparison between support vector machines and neural networks, Expert Systems with Applications, Vol. 39, Issue. 12, pp. 10764–10771, 2012.
- [16] Bakstein E., Burgess J., Warwick K., Ruiz V., Aziz T. and Stein J., Parkinsonian tremor identification with multiple local field potential feature classification, Journal of Neuroscience Methods, Vol. 209, Issue. 2, pp. 320–330, 2012.
- [17] Trejo L., Rosipal R. and Matthews B., Brain-computer interfaces for 1-D and 2-D cursor control: designs using volitional control of the EEG spectrum or steady-state visual evoked potentials, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 14, Issue. 2, pp. 225–229, 2006.
- [18] Millan J., Renkens F., Mourino J. and Gerstner W., Non-invasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 51, Issue. 6, pp. 1026–1033, 2004.
- [19] Tanaka K., Matsunaga K. and Wang H., *Electroencephalogram-based control of an electric wheelchair*, IEEE Transactions on Robotics, Vol. 21, Issue. 4, pp. 762–766, 2005.
- [20] Kumar N., Brain computer interface, Cochin University of Science & Technology Report, Kochi-682022, August 2008.
- [21] Palaniappan R., Two-stage biometric authentication method using thought activity brain waves, International Journal of Neural Systems, Vol. 18, Issue. 1, pp. 59–66, 2008.
- [22] Daly I., Nasuto S. and Warwick K., *Single tap identification for fast BCI control*, Cognitive Neurodynamics, Vol. 5, Issue. 1, pp. 21–30, 2011.
- [23] Daly I., Nasuto S. and Warwick K., Functional connectivity during single finger taps for BCI control, Pattern Recognition, Vol. 45, Issue. 6, pp. 2123–2136, 2012.
- [24] Hameed J., Harrison I., Gasson M. and Warwick K., A novel human-machine interface using subdermal magnetic implants, Proc. IEEE International Conference on Cybernetic Intelligent Systems, Reading, pp. 106–110, Sept. 2010.

# The Robin Heart – achievements and perspectives of Polish surgical robot

Zbigniew Nawrat\*

### Streszczenie

Robin Heart – osiągnięcia i perspektywy polskiego robota chirurgicznego. Artykuł przedstawia postępy i perspektywy polskiego robota chirurgicznego Robin Heart. Rozpoczęty w 2000 r. projekt wszedł w fazę przygotowań pierwszych produktów, które wejdą na sale operacyjną. Po pierwszych eksperymentach na zwierzętach robotów Robin Heart modeli 1,2,Vision oraz mc<sup>2</sup> wiadomo, że robot toru wizyjnego spełnił wszystkie oczekiwania odbiorców. Trwa przygotowanie pierwszego modelu klinicznego robota: nowego modelu Robin Heart PortVisionAble, lekkiego, walizkowego robota toru wizyjnego. Kolejny projekt rozwija możliwości systemu teleoperacji. Powstaje też zupełnie nowe narzędzie, ramię o regulowanej sztywności i geometrii.

### 1. Introduction

The purpose of robots is to improve efficiency, repeatability (standardization) and reducing the invasiveness of surgical procedures (extension of the group of patients for whom successful surgical intervention is possible). The market for medical tele-manipulators used in surgery is expanding very dynamically although it is dominated by one company (Intuitive Surgical, USA). The result of the project initiated in Poland in 2000 is the family of **Robin Heart** robot and universal mechatronic tools series Robin Heart Uni System for use during minimally invasive surgery on the heart and other soft tissues.

### 2. Robin Heart

### 2.1. Project development

Several models of the robot have been developed, differing in control and mounting systems. Spherical model was created (2001), Robin Heart 0 (2002), a prototype of Robin Heart 1 and model of Robin Heart 2 (2003), Robin Heart Vision (2008) and Robin Heart  $mc^2$  (2010) (Fig. 1) and more than 200 publications and presentations at scientific conferences have been prepared till now [1].

Robin Heart 0 and Robin Heart 1 have an independent base and are controlled via an industrial computer and specialist software. The Robin Heart 2 is fixed to the operating table and has two arms, onto which one can fix various surgical instruments. The control system uses its own software as well as signal and specialist microprocessors. Thanks to its modular structure, it can be adjusted for surgery of different types. The Robin Heart Vision, will become the surgeon's partner in the operating room next year. It will replace

<sup>\*</sup> Foundation of Cardiac Surgery Development, Zabrze, Poland.



Fig. 1. The Robin Heart family robots: Robin Heart 0, Robin Heart 1, Robin Heart 2, Robin Heart Vision, Robin Heart Junior, Robin Heart mc2, Robin Heart Uni System and Robin Heart Shell with Robin Heart Vision and Robin Heart 1

a human assis-tant who usually holds the endoscope to enable the observation of the operative field of laparoscopic instruments. The Robin Heart Vision is easy to use and



Fig. 2. Research. Virtual and real condition for testing the Robin Heart robot

install, and will be conveniently carried in a suitcase in future. The Polish heart surgery robot is an original design [1].

The process of projecting a robot starts by determining the tool-tissue reaction (mechanical characteristic, the forces for specific operations, dynamic analysis of the work of a tool) and the person-tool/man-machine contact (kinematic analysis of the surgeon's motion). The surgeon's motion and tool trajectory in natural environment are analyzed with the use of optical biometry techniques. The force applied during the impact of tools on tissue during typical surgical activities are measured. The construction assumptions as well as functionality and ergonomics of innovative tools can be best verified by means of videorecording. As a result, a user-friendly surgical work station and an efficient surgical tool are constructed [1].

The Robin Heart Shell console is equipped with a consulting program that makes it possible to obtain all patients' diagnostic information during the operation, as well as elements of operation planning on the screen. The 3D virtual operating theatre (Fig. 2), introduced in our laboratory, allows surgeons to train some elements of an operation, check the best placement of the ports in order to avoid arms collisions. Using a Virtual Reality technology an interactive model of surgery room equipped with a Robin Heart system was created using EON Professional software. This computer modelling method allows for an advance procedure training and will be used as a low cost training station for surgeons in the future. The model allows for a better understanding process of less invasive surgery treatment and a robot behaviour. The link between this type of modelling and a Computer Aided Design (CAD) techniques is using an accurate CAD robot models in a VR software together with a precise reflection of workspace geometry. This approach gives a surgeon an easy and intuitive way to understand technical information and use it to optimize and plan a medical process. Presented model of Operating Room in Virtual Reality environment has been performed in FCSD and successfully used since 2006 [1].

### 2.2. Construction

The arms of the surgical telemanipulator usually have spherical kinematics. It is due to the fact that the tool must go through the hole in human body. That hole does not change its position. Two methods of deriving spherical kinematics are applied. One of them requires creating the system of arm basing on parallelograms where one of the rotation axis is displaced completely beyond the mechanical system. That solution is



Fig. 3. Figures presented: the kinematics of Robin Heart 1, Robin Heart 1 and Robin Heart Vision, construction and kinematics of Robin Vision. Below: Robin Heart mc<sup>2</sup> in version for 4 tools+endoscope and classic 2 tools+endoscope

applied in the DaVinci robot and Robin Heart® robot. The second methods uses the hole in patient's body as the support for the tool (the Zeus robot). The arm kinematics is of the SCARA type and it is additionally equipped with two not-driven joints forming the Cardan's joint (Fig. 3) [2].

In the new robot Robin Heart  $mc^2$  chains have been used for power transmission, allowing some changes in the shape of a robot arm (creation of curvature). The most important innovation is the platform for two surgical tools and vision system mounted on one arm (Fig 3).

The Robin Heart 1 has 7 DOFs – it is redundant. It is clear that his redundancy is a result of placing two parallel axes in the wrist (2 and 3 axis of the wrist). The aim of that decision was a desire to enlarge the manipulation space. Due to the redundancy the robot can work "backwards" and it has practically unlimited possibilities of manoeuvres. The system of 4 DOFs of the wrist has been determined to apply. The first axis of rotation is collinear with the axis of the tool. The second axis is perpendicular to the first one. The third axis is parallel to the second one. The fourth axis is skew (twisted) to the third one [2].

Robin Heart mc<sup>2</sup> creates a completely new job opportunities for a surgeon – both in the local area and globally. It can be compiled as an arm of the platform (a small robot with two endoscopic tools and endoscope for observation) or as telemanipulator working for three people – the mean surgeon and his assistant, and an assistant holding the endoscope (controlled from console by one operator). It is really a new solution for robotically assisted surgery.

### 3. Surgical Tool

An innovative model of multi-tool, so called the Swiss knife, which allows to switch the type of end tool, effectors (scissors and grasper) inside the body (without removing the Tool), has been made (Fig. 4). Replacing the end of tools is followed by its transition to the limit position of rotation around the axis (patent P – 386454).



Fig. 4. The Robin Heart surgical to tools presentation



Fig 5. The unification of the RiH Uni System - first test during the experiment on animals



Fig 6. Robin Heart Uni 3 system

The original solution, unifying way to control the functions of the tool from the console and the manual tools adjuster, has been introduced. Laboratory tests and functional prototype RiH Uni 1 have been made [Fig. 5]. The next construction, solution with the special handle has been presented on Fig. 6.

### 4. Test results

Laboratory tests carried out for Robin Heart consisted of several stages, where using different methods the external displacement and trajectory of the arm was recorded and evaluated by the comparison with required data (Fig. 8) [3].

The Robin Heart manipulator has very good and relatively large working space, in which surgeon can select small subspace with very good isotropic kinematics' properties for manipulating of objects with good position accuracy. System was verified both functionally and technically. Standard technical evaluation allowed to estimate the value of positioning resolution to equal 0.1 mm. The mile stone of the project were animal experiments, carried out in January 2009 (Robin Heart model 1, 2, Vision) and May



Fig. 8. The comparison of different tolls (Robin Heart 0,1 and laparoscopic tool). The test using animal tissue. Evaluation of Robin Heart robot is carried out using measurement of vibration (new accelerometer sensors), linear movement measurement using digital micrometer



**Fig. 9.** Research. The first experiments on animals with robots from the family Robin Heart (chole-cystectomy and heart valve surgery) at the Center for Experimental Medicine, Medical University of Silesia were carried out. Animal tests using new Robin Heart robot mc2 (mammary artery harvesting and bypass surgery) were carried out. Bottom – teleoperation on tissue model in human phantom at distance Zabrze (FRK) – Katowice (CMD SUM)

2010 (Robin Heart mc<sup>2</sup>). The operations were performed on pigs at the Centre of Experimental Medicine (CEM), the Silesian Medical University in Katowice. The goal of these experiments was to show the constructors the area of indispensable changes which will be introduced to work the devices out before study of technology of serial production and clinical initiating. Robin Heart system experiment carried out on pigs allowed to verify many aspects of very complex project and was the source of hints for future development. A pre-operation planning stage included surgeon trainings on virtual anatomy and physical models with the usage of real pig tissues. A common control system for all three robotic arms was created PXI bus hardware, working in real time operating system, controlled by software written in LabView environment [1].

The model of teleoperation has been performed in December 2010 between Zabrze (FCSD) and Katowice (CEM) successfully (signal delay under 1 ms, video delay about 280 ms) (Fig. 9).

As conclusions from the experiment, the users (surgeons) have expressed good opinion on the ergonomics and possibilities of controlling the robotic arms by means of the Robin Heart Shell console. The opportunities of operating by means of the Robin Heart Uni System, universal mechatronic tool for both; robot and hand, are very promising (as it may be mounted on the robot's arm or controlled manually)[1].

The technical and ergonomic laboratory tests carried out allowed us to verify and improve our robots. The tests found that one of the robot meets all user requirements and the next stages of implementation can start. Robin Heart Vision telemanipulator designed to position the endoscope during surgery is characterized by spherical arm kinematics by 4 degrees of freedom and the displacement range of 187°, 117°, 340° and 165 mm. Accuracy of positioning the tip of the robot arm in not lower than 0,1 mm. Surgical robots Robin Heart families need further work to improve strength and performance tools [1].

### 5. Future

The future Robin Heart project problem includes:

1. Force feedback

The introduction of feedback from field operations; the implementation of force-feedback loop, and spatial visualization will improve working conditions in the new surgeon console Robin Heart Shell 3. The robot should provide all the information needed not only to the surgeon to correct tool orientation (vision), but also to take appropriate course of action in this area (selection and tool task).

2. New kind of surgical operation.

The future plans connecting with development of polish robot Robin Heart include carrying out of a robotically assisted implantation and servise artificial organs like Heart Ventrical Assist Device Polvad (Artificial Organs Robotically Assisted Surgery project – AORobAS) [4].

3. New surgical tools.

Within the framework of the European project Stiff-flop (coordinated by King's College in London) with a group of partners, a surgical arm and tool with controlled geometry and stiffness (to reach places inaccessible to stiff and straight tools currently used) is being developed. FCSD Zabrze team has done, inter alia, a tool based on Nitinol technology, testing and training station and preliminary study of a new design (Fig 11).

### Zbigniew Nawrat





Robin Heart mc<sup>2</sup>

Stiff – Flop tools with controlled geometry and stiffness





Tool for automatic swing (2009) Fig. 10. The Robin Heart tools direction of development



Fig. 11. The comparison of classical laparoscopic tool and new kind: Stiff Flop model of tool in FRK testing system

4. New methods of observation and new application



A. New applications: ultrasound navigation for robotic controlled biopsy (with cooperation with doc Mathias Helbig and Josef Kozak)



B. New applications in ophthalmic operations



C. New applications in orthopedic surgery and new tools: semi-automatic and Stiff-Flop, specialized tools created possibility for better geometric adaptation to the patient's anatomy

Fig. 12. A short presentation of surveys to determine the direction of development of the project Robin Heart [1]

5. Preparation of first clinical robot model

The goal of **Robin Heart PortVisionAble** project is to develop first fully functional model of a compact, mobile telemanipulator for steering the vision channel of MIS with telemedic system allowing remote picture from operation field sending. After series of studies and tests of this model, three corrected prototypes will be prepared, ready to clinical examinations (Fig. 13).

Robin PVA., lightweight, portable and inexpensive robot can replace one of the assistants at the mini-invasive surgery and enable the distance-participation of both experts/ advisor or student during surgery. We can make a robot model to the full technical and functional tests, and then, after verification of the project, three prototype robots ready for clinical trials. Developed research and technological documentation may be used to start the series production and clinical implementation of this robot.



Fig 13. The virtual model of the Robin Heart Vision application

### 6. Teleoperation

The **TeleRobinSurgery** project aims to prepare technical and systemic solutions for Robin Heart robot family to create complete system able to effectively conduct surgical operations over long distances. Protection of medical service, regardless of distance between the patient and physician, will be the standard of near future. The progress of Polish Robin Heart surgery robot project, growing experience of the team developing it and expectations of physicians and patients indicate a high implementation potential of this kind of systems. Our group made the first experimental operations on animals and first long distance tele-operation surgery experiment in Poland. The project TeleRobin will try to develop appropriate both technical and systemic solutions connecting with Robin Heart arm, studies on the choice of the safest data transmission protocols (in particular a system of sensors and control algorithms implementing and testing special kind of autonomic robot actions activated during emergency situations e.g. errors in signal transmission, improving whole system safety).

### 6. Conclusion

The **Robin Heart** system includes the planning system, training system (Fig. 6), experts' program, as well as tele-manipulators and automatic surgical tools. In the Polish Robin Heart surgical robot many original solutions were introduced: telescopic sliding motion to move the tool (2002), mechatronic tool "for the hand (2006) and the robot", and Robin Heart mc<sup>2</sup> (2010) is the first surgical robot that can work for three persons (two

surgeons and assistant responsible for endoscope orientation). Currently, a new model; Robin Heart PortVisionAble, lightweight robot for control endoscopic vision system for wide applications in the area of minimally invasive soft tissue surgery is prepared. We improve surgical robot Robin Heart and mechatronic tools series Robin Heart Uni System. We act for the sake of production of medical robots in Poland in near future. The Robin Heart family of Polish robots has a chance of becoming a commonly used high-tech technical and tele-medical system facilitating the performance of some parts of operations in minimally invasive, precise manner, safe for the patient and the surgeon.

### Summary

The paper presents the achievements & perspectives as well as current state of works conducted by the FCSD team under the Robin Heart surgical robot project. The project, after series of animal and teleoperation experiments, entered the phase of preparation for the first clinical robot model. The Robin Heart PortVisionAble will be prepared to track video endoscopy with new functional properties (lightweight, mobile robot) offered with telemedic system allowing long distance image transfer. Next project is connected with teleoperation – to prepare technical and systemic solutions for Robin Heart robot family to create complete system able to conduct surgical operations effectively over long distance. The construction of surgical tools with controlled stiffness and geometry is another challenge for the near future.

Keywords: medical robots, surgical tools, surgical robots

### Acknowledgments

Robin Heart Project was supported by KBN 8 T11E 001 18 and projects: PW-004/ ITE/02/2004, R1303301 and R13 0058 06/2009, and NCBR – the national Centre for Research and Development – grants: R1303301 and R13 0058 06/2009, Robin PVA – no 178576,TeleRobin – no 181019 and many sponsors. The project of flexible tool supported in part by the European Commission within the STIFF-FLOP FP7 European project FP7/ICT-2011-7-287728. Thanks to EMED company from Warsaw and Famed-Zywiec, the group of prof. Leszek Podsedkowski from Lodz University of Technology and Marek Ciembroniewicz – EMSI., Swietochlowice. Special words of appreciation to Surgeons: dr Joanna Sliwka-Los, dr Michal Zembala (SCHS., Zabrze), dr Grzegorz Religa (Warsaw), dr Romuald Cichon (FRK., Zabrze). Current Robin Heart team: Zbigniew Nawrat, Paweł Kostka, Zbigniew Małota, Kamil Rohr, Wojciech Sadowski, Krzysztof Krzysztofik, Piotr Rybka, Krzysztof Lis, Mariusz Jakubowski, Adam Klisowski.

### Literature

- [1] Nawrat Z., *Robot chirurgiczny Robin Heart projekty, prototypy, badania, perspektywy*. Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach. Katowice 2011.
- [2] Podsędkowski L., Forward and inverse kinematics of the cardio-surgical robot with noncoincident axis of the wrist. SyRoCo 2003, 525–530.
- [3] Nawrat Z., Kostka P., Robin Heart perspectives of application of mini invasive tools in cardiac surgery. Medical Robotics. Ed. V. Bozovic. Vienna: I-Tech Education and Publishing 2008, 265–291.
- [4] Nawrat Z., AORobAS artificial organs robotically assisted surgery. 76<sup>th</sup> ICB seminar. 7<sup>th</sup> Polish-Japanese seminar on new technologies for future artificial organs, Warsaw 11–12.09.2004, 87–95.

## The control system of surgical robot ROCH-1

Ryszard Leniowski\*, Lucyna Leniowska\*\*

### Streszczenie

Specyfiką układów sterowania robotów chirurgicznych jest obecność operatora – chirurga, który spełnia rolę nadrzędną w całym układzie. Na bieżąco planuje on zadania do wykonania i jednocześnie je realizuje. W niniejszej pracy przedstawiono wielopoziomową architekturę układu sterowania robota ROCH-1, w której uwzględniono powyższą specyfikę. Opisano główne boki funkcjonalne oraz przedstawiono metody i algorytmy stosowane w poszczególnych warstwach układu sterowania. Na specjalną uwagę zasługuje procedura kompensacji momentów reakcji, wynikających z kolizji manipulatora z narządami wewnętrznymi pacjenta.

Kolizja ta wynika ze świadomego działania chirurga – operatora, który wykorzystuje ramiona i przeguby robota do "rozpychania" (uginania tkanek) w celu powiększenia obszaru roboczego wewnątrz ciała pacjenta. Czynność ta generuje w przegubach robota dodatkowe interakcje w postaci silnych zakłóceń, które muszą być natychmiast kompensowane przez układ sterowania. Problem ten jest wykrywany na poziomie serwomechanizmów cyfrowych generujących momenty kompensujące, tak, aby nie utracić precyzji ruchów efektora. Cztery takie serwomechanizmy są częścią napędu wieloczłonowego robota chirurgicznego ROCH-1, który powstał w ramach projektu badawczego MNiSzW 2376/B/T02/2010/38.

### 1. Introduction

The operating rooms of hospitals and clinics are more and more frequently equipped with surgical robots causing the aspects of modern surgery to change. They are built upon knowledge that has been applied in industry robots and assembly lines for years, however, there is a major difference between the two kinds. Indeed, the surgical robots are not usual machines driven by software, but complex multilevel systems that cooperate closely with the surgeon-operator. The fundamental feature of such framework is twolayer control system in which the main role is given to a human (fig. 1.1).

The surgeon-operator becomes the part of the system. His decisions are based on information collected by measurement components such like:

- vision, that is, appropriately filtered, magnified and 3D-transformed view of treatment area;
- life-support control system;
- advisory component that uses data gathered in pre-procedure planning phase.

<sup>\*</sup> Department of Computer and Control Engineering, Rzeszów University of Technology.

<sup>\*\*</sup> Department of Mechatronics, Control Engineering and Optoelectronics, Institute of Technology, University of Rzeszow.



Fig. 1.1. The cooperation of surgeon-operator and control system of the robot

In the case of ROCH-1 robot, the surgeon-operator controls the treatment process by generating the reference trajectory using the 6-axis sensors (MEMS) fastened to fingers of both his hands. Such a form of input allows to precisely determine the desired trajectory, which after filtration, scaling and projection into the treatment area space, becomes the effector movement sequence. Execution of such a plan is possible because of visual feedback loop in the primary control system and internal state feedback loop (vectors of engines electric currents and vectors of joints variables) in the secondary, slave control component (servomechanisms). The two aforementioned processes work in real-time with different time rates, however, as some of the data streams are used by both of them, the overall structure becomes much more complicated.

In the article, the components of multilevel control system of surgical robot ROCH-1 [1, 5] have been described, as well as their implementation. Section 3 introduces a special movement controller that improves the properties of trajectory planning layer. There are two inverse kinematics solvers presented in section 5. The first is the standard gradient algorithm with the transposed Jacobian matrix while the second is authors' novel approach. It is based on the property that the working subspace of ROCH-1's two perpendicular joints is, in fact, a torus. The article concludes with related equations and graphs of their solutions.
# 2. Characteristics of surgical robot ROCH-1

The ROCH-1 robot, designed for minimally invasive surgery (MIS), consists of 6 modules of 10 mm width and various lengths. Each such component is equipped with independent motors and a mechanical interface that makes the whole structure modular. This allows for robot reconfiguration and case-specific adjustments, for example, inclusion of lengthening modules for better localization in the treatment area inside patient's body. Example construction components were shown in fig. 2.1a-f. The joins are rotated by brushless DC motors (BLDC) of diameter 3 mm, while the end effector is moved by piezo-electric elements. The picture 2.1b presents a specially designed testing stand, where the ROCH-1 robot can mounted vertically. The support column contains movement controller, power supply, some additional electric components and LAN network module along with necessary wiring.



Fig. 2.1. Example of ROCH-1 components

A major part of ROCH-1 is the control system [2]. It consists of the primary controller, that is a miniature PC with four-core Intel I7–3770 processor (g. 2.2a), four local movement controllers based on LM3S8971 unit with TI-Stellaris' ARM Cortex-3M cores (fig. 2.2b), trajectory haptic console controller (fig. 2.2c) and movement haptic console module (fig. 2.2d).



Fig. 2.2. Subcomponents of ROCH-1 control structure: a) miniature PC; b) axis controller; c) trajectory haptic console controller; d) movement haptic console module.

The haptic console gathers data from three 3-axis sensors: an accelerometer, a gyroscope and a compass, all mounted on a small printed circuit board (PCB) [3]. Finally, the hardware includes also two communication devices, D-Link DGS 1008D network hub and D-Link DUB-H7 USB hub that are used in order to test the control system software, and, naturally, necessary power supplies.

It is worth noting, that control system functionality of presented above hardware layer is software-executed. This allows for incremental updates and enhancements using domain specific tools.

# 3. Structure of the control system

The schema shown in fig. 1.1 which emphasizes the interaction between the human and the machine, can be pictured as multilevel control system with cross-signals from feedback loop (fig. 3.1). Let's observe, that feedback do not form a nested structure, but are interwoven. For example, the force response signal may be used in collision assessment in the task-planning layer, while trajectory-planning module might utilize that data for creating collision-free maneuvers.



Fig. 3.1. ROCH-1 multilevel control system

The control unit presented in fig. 3.1 has three layers: task planning, trajectory planning and joint control. Although they cooperate with each other, the downward flow of information dominates the other direction. The task planning generates the sequence of positions and orientations of the effector, taking into account the forces resulting from its contact with patient's inner organs. The referential position and orientation signals are calculated using data from sensors mounted on fingers of the surgeon-operator. After preliminary processing, filtration and transformation into patient-related local coordinate system they are feed into the trajectory planning layer, which generates the time-parameterization of the movement path. The proposed solution includes additional haptic console data preprocessing, in order to:

- improve movement precision,
- increase predictability,
- integrate all the fragments together,
- achieve greater smoothness. The data flow has been presented in fig. 3.2. The three initial blocks take care of:
- current tissue movement state,
- current effector movement state,
- ROCH-1 technical range and movement constraints.



Fig. 3.2. Data flow in the trajectory planning layer

The trajectory generator processes the three data streams and corrects the path parameters including the orientation. The resulting referential effector position, velocity and acceleration are transformed into joints variables and will be used in the next step by digital servomechanisms. This procedure also utilizes the processing speed difference between the planning layer (usually around 10 ms) and joint control layer (below 1 ms, 0.25 ms on average), that is, it introduces additional 38 intermediate points that improve the shape of the trajectory. This idea is presented in fig. 3.3.



Fig. 3.3. Additional points introduction into the articulated trajectory

The details of movement path correction are described in the following sections.

#### 4. Motion planning in treatment area

One of the biggest challenges is the on-line problem of trajectory parameters adjustment, for example, calculating speed limits, biggest possible accelerations, constraining jerks and applying such a correction that complies with ROCH-1 technical and situational constraints. Consider a maneuver that moves the effector from point A, through point Br, to Cr as shown in fig. 4.1a. The surgeon generates the movement using his finger sensor (fig. 4.1b) that passes through points A, B, C (marked blue), but the related join variables are not feasible because of magnitudes of velocity and acceleration. Moreover, it might pass (e.g. point B) through a restricted area, that is, there where the proximity of the effector is undesirable (e.g. dangerously close to some nervous tissue).



Fig. 4.1. Trajectories: a) referential (black), operator-generated (blue), corrected (green); b) finger sensor; c) momentary position and orientation

The expert unit, that corrects in real-time the ROCH-1 surgical robot end effector trajectory, uses the local movement parametrisation and strictly abides the smoothness conditions on velocity and acceleration in the nodes. An example outcome have been marked in fig. 4.1 with green color.

The most important criteria for choosing appropriate approximation tools were momentary amplitudes of velocity and acceleration were relatively small. It is known, that high-degree polynomials are generally more smooth than low-degree counterparts, but, unfortunately, their amplitudes of velocity and acceleration may be much greater. Among known approaches that has also low computational cost, the cubic polynomials seem to have desired properties. We consider cubic function approximation of the trajectory based on pair of consecutive vertices ( $p_k, p_{k+1}$ ) in [ $t_k, t_{k+1}$ ], time interval such that  $T = t_{k+1} - t_k$ :

$$p(\tau) = p_k + (p_{k+1} - p_k)s(\tau), [t_k, t_{k+1}],$$
(4.1)

for function equal to

$$s(\tau) = a_{0,k} + a_{1,k}\tau + a_{2,k}\tau^2 + a_{3,k}\tau^3$$
(4.2)

normalized for  $0 \le s \le 1$ .

To assess the extremal characteristics of resulting trajectory one can use the related derivatives:

$$\frac{dp(\tau)}{d\tau} = (p_{k+1} - p_k)s'(\tau)/T, \quad \frac{d^2p(\tau)}{d\tau^2} = (p_{k+1} - p_k)s''(\tau)/T^2$$
(4.3)

Using the continuity property of velocity and acceleration in the nodes (4.4) we calculate the coeffcients of the approximating curve:

$$\dot{p}_{k}(T) = \dot{p}_{k+1}(0)$$
  
 $\ddot{p}_{k}(T) = \ddot{p}_{k+1}(0), \quad k = 1, ..., (N-2)$ 
(4.4)

Combining the continuity conditions for consecutive nodes we get four equations with four unknowns. Denoting velocity in node as , we get the following formulae:

$$\begin{bmatrix} a_{0,k} \\ a_{1,k} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_k \\ v_k \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} a_{2,k} \\ a_{3,k} \end{bmatrix} = \left( \begin{bmatrix} T_k^2 & T_k^3 \\ 2T_k & 3T_k^2 \end{bmatrix} \right)^{-1} \begin{bmatrix} p_{k+1} - p_k - v_k T_k \\ v_{k+1} - v_k \end{bmatrix}$$
(4.5)

This set of equations is used in the expert unit six times, that is three for the velocities and another three for each dimension of orientation. Observe that given the parametrisation we can calculate the trajectory between the nodes with high precision, thus, correcting (improving) the path set by the surgeon-operator.

The side effects of such transformation is a delay with regard to the original trajectory. However, taking into account the layer processing speed, it should be unnoticeable. The produced output is feed as a referential data into inverse kinematics component that takes input given in Cartesian coordinates and returns the joints-related format. This step will be discussed in the next section.

# 5. Trajectory transformation into joint parameters space

The ROCH-1 structure feature is the existence of wrist with two rotation axes that are 23.6 mm apart and perpendicular to each other. The details of the kinematic structure were pictured in fig. 5.1a, all joints are in the default position.

The distance between axes z5 and z6 results from technological limitations. The fourth component is short and of small diameter (fig. 5.1b) and constructing a joint with two intersecting perpendicular axes is beyond the current technology. The adopted solution has similar movement capabilities with regard to axes z4 and z5, however, the analytic form equations of inverse kinematic is much harder to obtain. In particular one cannot use the geometric decoupling algorithm that assumes the joint's axes intersect.



Fig. 5.1. Kinematic structure of ROCH-1 robot: a) a schematic view; b) a model of the wrist with spaced rotation axes

Hence, an approach was taken in which the inverse kinematics equations are solved in each step with two independent procedures.

**Gradient algorithm.** First method (iterative) uses the well-known gradient algorithm with the transformed Jacobian matrix [4]. Its graphic interpretation was show in fig. 5.2.



Fig. 5.2. Visualization of iterative solution to the inverse kinematic problem

It is considered that this algorithm converges slower than methods based on the inverse Jacobian matrix. However, according to the authors, appropriately tuned the weight coefficient  $\alpha$  in equation (5.1), this method is fast and accurate, competitive not only to algorithms using analytical models of inverse kinematics, but also others. For a known analytical Jacobian J(Q(k)) and inverse kinematic equations F(Q(k)), where  $Q(k) = [q_1, \dots, q_6]^T$ , the iterative solution to the inverse kinematics problem is calculated based on the following equation:

$$Q(k+1) = Q(k) + \alpha J^{T}(Q(k))[Y_{r}(k) - F(Q(k))]$$
(5.1)

The  $Y_r(k)$  function denotes the reference trajectory that consists, (for each iteration) of the six data generated by the expert motion generator. The weight coefficient  $\alpha = 0.7$  is set arbitrarily, so that the process converges after a few steps. It was assumed that the computation succeeded if the k – th iteration calculation error  $\varepsilon = Y_r(k) - F(Q(k))$  does not exceed the value of  $10^{-5}$  or the were 15, iteration steps, despite the computational

error. The functions F(Q(k)) and J(Q(k)) were obtained by symbolic transformations (the Maple software) of the regular kinematics equations, implied by the modiffied Denavit-Hartenberg matrix (D-H).

Joint ID	$a_i - 1$	$\alpha_i - 1$	$d_i$	θi	Range
1	0	0	d1	q1	-90,+90
2	0	Pi/2	0	q2	45,135
3	a2	0	0	q3	75,115
4	0	Pi/2	d4	q4	-25,+25
5	0	Pi/2	0	q5	-115,-75
6	a5	-Pi/2	0	q6	-25,+25
7	a6	0	0	-	

Table 1

The values of the Denavit-Hartenberg matrix for ROCH-1 robot, where d1 = 55 mm, a2 = 25:7 mm, d4 = 24:5 mm, a5 = 23:6 mm and a6 = 12 mm.

For the ROCH-1 robot the matrix coefficients of position and orientation in the standard coordinates  $T_0^6 = A_0^1 A_1^2 \dots A_5^6$ , are as follows:

nx = (c1c2c3c4 - c1s2s3c4 + s1s4)c5c6 + (-c1c2s3 - c1s2c3)s5c6 - (-c1c2c3s4 + c1s2s3s4 + s1c4)s6

ny = (s1c2c3c4 - s1s2s3c4 - c1s4)c5c6 + (-s1c2s3 - s1s2c3)s5c6 - (-s1c2c3s4 + s1s2s3s4 - c1c4)s6

nz= (s2c3c4+c2s3c4)c5c6+(-s2 s3+c2c3)s5c6-(-s2c3s4-c2s3s4)s6

ox= -(c1c2c3c4-c1s2s3c4+s1s4)c5s6-(-c1c2s3-c1s2c3)s5s6-(-c1c2c3s4+c1s2s3s4+s1c4)c6

oy= -(s1c2c3c4-s1s2s3c4-c1s4)c5s6-(-s1c2s3-s1s2c3)s5s6-(-s1c2c3s4+s1s2s3s4-c1c4)c6

oz= -(s2c3c4+c2s3c4)c5s6-(-s2s3+c2c3)s5s6-(-s2c3s4-c2s3s4)c6

 $ax = -(c1c2c3c4-c1 \ s2 \ s3c4+s1s4)s5+(-c1c2s3-c1s2c3)c5$ 

 $ay = -(s_1c_2c_3c_4-s_1s_2s_3c_4-c_1s_4)s_5+(-s_1c_2s_3-s_1s_2c_3)c_5$ 

az = -(s2c3c4+c2s3c4)s5+(-s2s3+c2c3)c5

px = (c1c2c3c4-c1s2s3c4+s1s4)(c5c6a6+c5a5)+(-c1c2s3-c1s2c3)(s5c6a6+s5a5)-

px - (-c1c2c3s4+c1s2s3s4+s1c4)s6a6+c1c2s3d4+c1s2c3d4+c1c2a2

py = (s1c2c3c4-s1s2s3c4-c1s4)(c5c6a6+c5a5)+(-s1c2s3-s1s2c3)(s5c6 a6+s5a5)-(-s1c2c3 s4+s1s2s3s4-c1c4)s6a6+s1c2s3d4+s1s2c3d4+s1c2a2

 $pz = \begin{array}{l} (s2c3c4+c2s3c4)(c5c6a6+c5a5)+(-s2s3+c2c3)(s5c6a6+s5a5)-(-s2c3s4-c2s3s4)s6a6+s2\\ s3 \ d4-c2c3d4+s2a2+d1 \end{array}$ 

where  $s_i = \sin(q_i)$  and  $c_i = \cos(q_i)$  for i = 1, 2, ... Therefore,  $Y_r(k) = [px, py, pz, \varphi, \theta, \psi]^T$  for Euler-ZYZ angles  $(\varphi, \theta, \psi)$  given respectively for  $\theta \in (0, \pi)$  and  $\theta \in (-\pi, 0)$  as:

$$\begin{cases} \varphi = \operatorname{Atan2}(ay, ax) \\ \theta = \operatorname{Atan2}(\sqrt{ax^{2} + ay^{2}}, az), \\ \psi = \operatorname{Atan2}(oz, -nz) \end{cases} \begin{cases} \varphi = \operatorname{Atan2}(-ay, -ax) \\ \theta = \operatorname{Atan2}(-\sqrt{ax^{2} + ay^{2}}, az) \\ \psi = \operatorname{Atan2}(-oz, nz) \end{cases}$$
(5.2)

The equations describing J(Q(k)), in form of 36 algebraic functions will not be reproduced due to their length. The Jacobian matrix determinant, allows to pinpoint the singularities of ROCH-1 manipulator. The case of det(J(Q(k))) = 0, where the inverse kinematics problem has infinitely many solutions, forces additional precautions and hence, complicates the control system even more. These issues will be analyzed in follow-up articles.

**Mixed approach** The second algorithm for inverse kinematics problem is authors' own procedure that combines explicit algebraic solutions with a numeric solver of torus equation related to the last two joints of the surgical robot. The kinematic structure shown in fig. 5.1a may be split into two parts: the first including joints 1-3 with  $d_4$  link and the second being all the rest. This is possible, because transformation  $Rot(z_4, q_4)Trans(z_4, d_4)$  is commutative. Assuming the position of O4, is known, the joint's angles  $q_1$ ,  $q_2$ ,  $q_3$  are given by the 3R anthropomorphic system pictured in fig. 5.3.



Fig. 5.3. The ROCH-1 kinematic structure, the "long" links

$$\begin{cases} q_1 = \text{Atan2}(py_{O4}, px_{O4}) & \text{or } q_1 = \pi + \text{Atan2}(py_{O4}, px_{O4}) \\ q_2 = \text{Atan2}(s_2, c_2) \\ q_3 = \text{Atan2}(s_3, c_3) \end{cases}$$
(5.3)

where

$$c_{3} = (px_{O4}^{2} + py_{O4}^{2} + pz_{O4}^{2} - a_{2}^{2} - d_{4}^{2})/(2a_{2}d_{4}),$$

$$s_{3} = \sqrt{1 - c_{3}^{2}},$$

$$c_{2} = \left((a_{2} + d_{4}c_{3})\sqrt{px_{O4}^{2} + py_{O4}^{2}} + d_{4}s_{3}pz_{O4})\right)/pdl_{O4},$$

$$s_{2} = \left((a_{2} + d_{4}c_{3})pz_{O4} - d_{4}s_{3}\sqrt{px_{O4}^{2} + py_{O4}^{2}}\right)/pdl_{O4},$$

$$pdl_{O4} = \sqrt{px_{O4}^{2} + py_{O4}^{2} + pz_{O4}^{2}}$$

The movement of the last joint draws a circle of radius  $a_6$ , while the rotation of the last but one joint generates a circle of radius  $a_5$ . As their axes z5 and z6 are perpendicular to each other, the composition gives a rise to a torus aligned against the local Y -axis:

$$p_{x,57} = (a_5 + a_6 \cdot \cos(\theta_6)) \cos(\theta_5)$$

$$p_{y,57} = a_5 + a_6 \cdot \sin(\theta_6)$$

$$p_{z,57} = (a_5 + a_6 \cdot \cos(\theta_6)) \sin(\theta_5)$$
(5.4)

as shown in fig. 5.4.



Fig. 5.4. The torus surface generated by the movement of joints 5 and 6

The plane along which the torus is aligned, is orientated relatively to O4 by a rotation of the fourth joint by angle.



Fig. 5.5. The torus' plane oriented by the fourth joint rotation

Due to the small range of joints parameters only a part of torus surface will be considered, nevertheless, it does not change the analysis. Note that for the solution of the inverse kinematics problem to exists, the point of a trajectory must lie on the torus and additionally the link of length  $a_6$  from the  $O_6$  to the effector A must be perpendicular to the torus surface. These two conditions allow to obtain the solution for the last three joints in a mixed form: analytical and numeric. The related equations were processed using the Maple software, however, one of the relations did not admit an inverse in algebraic form, as the other two. It is not clear whether some additional transformations. The equation unsolved by symbolic computation is calculated by numerical methods. For example, the ROCH-1 robot conguration specified by the vector results in a surface (fig. 5.6) that has a solution near value 6:1 (fig. 5.7). The surface corresponding to parameters of the sixth joint is smooth, contrary to the fifth joint's surface which has undefined areas.



Fig. 5.6. The solution surface for the fourth and fifth joints



Fig. 5.7. The possible solutions as zeros of the function

The above analysis shows, that the wrist with spaced rotation axes complicates the inverse kinematics problem, especially with regard to analytical and symbolic calculations. Moreover, it might have up to four valid solutions that have to be checked for possible arrangements of robot links. Since it is the first approach to the ROCH-1 inverse kinematics problem where only simple formulae transformation methods were applied, further work may reveal more satisfactory solutions. An example of such a technique is a multi-stage reduction of the symbolic formulation based on trigonometric identities that not applied autonomously by the Maple software.

# 6. Conclusion

This paper characterizes the problem of cooperation between computer, robot and surgeon-operator in a motion control system for surgical robot ROCH-1. The components of the aforementioned multi-level system were described and discussed along with the expert motion generator included in the trajectory planning layer which improves its properties. The presented implementation is based on sector-wise motion parametrisation and uses cubic splines. The article describes also two approaches for the inverse kinematics problem. The first is numeric in the form of the standard gradient algorithm with transposed Jacobian matrix, while the second uses symbolically derived analytical equations and an observation, that the working space of the last two links of ROCH-1 wrist is a torus.

# Abstract

The presence of the surgeon-operator makes the surgical robot control systems very specific. He serves as a master in the system, simultaneously plans the tasks to be performed, and at the same time he carries them out. This paper presents a multi-level architecture of the robot ROCH-1, which takes into account the above specificity. It contains the description of the main functional blocks, methods and algorithms used in the various layers of the control system. Special attention has been paid to the compensation procedure of the torque reaction, resulting from the collision of the manipulator with the patient's internal organs. The collision is the result of conscious actions of the surgeon-operator, who uses robotic arms and wrists to 'barge' in order to increase the work area inside the patient's body. This behavior generates additional forces in robot's joints in the form of strong interference that must be immediately compensated for by the control system. This problem is detected at the level of the digital servos generating compensation moments, so as not to lose precise effector movements. Four of these servomechanisms are part of the surgical multi-link robot ROCH-1 drive, which was created as part of a research project MNiSzW 2376/B/T02/2010/38.

Keywords: surgical robots, motion control systems, trajectory planning.

# Literatura

- Leniowski R., Pajda R., Leniowska L., Cieślik J., Projekt wieloczłonowego manipulatora chirurgicznego nowej generacji, Politechnika Warszawska, Prace naukowe, Elektrotechnika z. 175, "Problemy Robotyki", T. 1, s. 63–78, ISSN 0137–2343, Warszawa 2010.
- [2] Leniowski R., Leniowska L., Pajda R., Sterownik osi robota chirurgicznego nowej generacji dla silników o bardzo wysokich prędkościach obrotowych. Projektowanie, analiza i implementacja systemów czasu rzeczywistego, praca zbiorowa pod redakcją L. Trybusa, S. Samoleja, WKŁ 2011, s. 423–434.
- [3] Leniowski R., Generowanie przestrzennej trajektorii robota chirurgicznego za pomocą półprzewodnikowego sensora ruchu o 6 stopniach swobody, Krajowa Konferencja Automation, Warszawa 2012.
- [4] Das H., Slotine J. J. E. and Sheridan T. B., *Inverse kinematic algorithms for redundant systems*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, volume 1, pages 43–48, Philadelphia, PA, 24–29 April 1988. INSPEC Accession Number: 3247360. Digital Object Identifier: 10.1109/ROBOT.1988.12021. Posted online: 2002-08-06 15:56:49.0.
- [5] Leniowska L., Leniowski R., *The joint vibration analysis of a multi-link surgical manipulator*, Archives of Acoustics, vol. 37, no 4, pp. 475–482 (2012).

# Stewart platform with fixed rotary actuators: a low cost design study

Filip Szufnarowski\*

#### Streszczenie

Artykuł prezentuje przykład konstrukcji równoległego manipulatora o sześciu stopniach swobody, nazywanego popularnie platformą Stewarta. Celem artykułu jest przedstawienie istotnej teorii dotyczącej platformy Stewarta, jak również opisanie niestandardowego, niskobudżetowego prototypu opartego o silniki serwo. Artykuł prezentuje rozwiązanie równań odwrotnej kinematyki dla przedstawionego prototypu i ewaluację jego aktywnego obszaru ruchu. Dodatkowo, artykuł wysuwa propozycję konstrukcji robota chirurgicznego i porusza temat zastosowania platformy Stewarta jako urządzenia do trzymania narzędzi chirurgicznych w kontekście minimalnie inwazyjnej chirurgii.

#### 1. Introduction

The Stewart platform (SP) has been a popular research topic in robotics since its first appearance on the scientific agenda in 1965 in the renown work by Stewart [1]. Many publications concerning its kinematics [2, 3, 4], dynamics [5, 6], work space estimation [7, 8], path planning [9] and force sensing applications [10, 11] have been published since the time of Stewart's original publication. For an extensive review of the literature the reader is referred to [12]. Much fewer works covering the practical design issues have followed the theoretical debate with some prominent exceptions including [2, 13, 14]. Despite its many potential advantages over serial manipulators like higher end effector accuracy, rigidity, load-to-weight ratio [15] and force sensing capacity as well as Stewart's original design aims to achieve the most simple and cohesive design for a wide range of applications, the SP has found relatively little resonance outside the scientific community. Most practical designs are constrained to the so called 6-UPS form with the natural application in flight simulators, CNC machining centers or SMT placement machines. Ji [16] attributes this to the lack of rational synthesis tools for a practical design. However, given the rapid development of computational capabilities and efficient CAD design tools over the last 10 years the situation is on the best way to a change. Many applications in the field of medicine [17] including eye [7] and skull surgery [18] are conceivable. This development paralleled by a rapid development of minimally invasive surgical (MIS) robots and is of special interest for this work. This article is further structured as follows. The next section gives a short overview of the state-of-art MIS robots and is succeeded by a discussion of a theoretical MIS system employing the SP as a laparoscopic tool holder. Sec. II covers

<sup>\*</sup> Filip Szufnarowski is with the Faculty of Technology, Bielefeld University, Germany (e-mail: filip.szufnarowski@uni-bielefeld.de)

the fundamentals of SP architectures and introduces the relevant mathematical notation. Sec. III presents a complete design example of a low cost SP with a crude evaluation of its work area. The last two sections discuss the exemplary design and indicate the necessary adjustments for a possible application of a SP in the context of MIS robots.

# A. MIS robots

The history of MIS robotic systems probably dates back to the research done by NASA in the 1980s in which the possibility of remote treatment of injured soldiers (tele-operation) was considered. The first robotic manipulator for surgery known to the author was developed at the Stanford Research Institute and licensed to the company Intuitive Surgical Inc. (USA) in 1994 [22, 23]. Since that time a variety of research projects have been started all around the globe. These include the only, to date, commercially available Da Vinci surgical system [24, 19], the Raven [25] (University of Washington, USA) the MIRO of DLR [20] (Germany) and the RobinHeart of the Foundation for Cardiac Surgery Development [21] (Poland) to name a few. Fig. 1(A)-(C) shows a selection of these systems. one of the most important technical challenges that each of these systems has to deal with is how to keep the entry point (incision point) to subject's body constant. The solutions range from the employment of a passive joint at the end-effector through a remote center of motion mechanism to a virtually programmable center of motion.



**Fig. 1.** Robotic minimally invasive surgical systems including (A) the commercially available DaVinci [19] telerobotic system and a selection of research projects: (B) the MiroSurge [20] of DLR (Germany) and (C) the RobinHeart mc<sup>2</sup> [21] of the Foundation for Cardiac Surgery Development (Poland). (D) is the conception of a surgical robot consisting of passively positionable arms and 6 DoF platforms for holding and adjusting the positions of laparoscopic tools

#### B. A surgical scenario

Each of these robotic MIS systems consists of several robotic arms each of which directly holds a laparoscopic tool or an endoscopic camera. Any change of orientation or penetration depth of the tool, except of the passive joint variant, affects to some degree the configuration of the whole arm. If multiple arms are employed and/or medical personnel need access to the patient this can possibly lead to collisions and thus health-threating hazards. This problem is mediated e.g. by pre-operational planning and/or use of redundant arms. Both solutions depend on an increased complexity either on the hardware or the software side and do not support a more intuitive approach to the surgery. Fig. 1(D) shows the proposal of a theoretical MIS robotic system which could possibly alleviate the above mentioned problem. The system consists as before of a few robotic arms each of which now holds a Stewart platform to which an actual tool is attached. In this setup the arms function mainly as passive holders for the SPs and only the latter are responsible for orientation or penetration depth change of the tools. The main advantage of this setup lies in the absence of any large or unintuitive movements of the arms. In fact, a completely passive system with only a few degrees of freedom (DOFs) whose position could be fixed at a suitable location close to the incision point would be sufficient. Any DOFs required for the tool holder are covered by the SP directly at the point of interest. The surgeon can shape the passive or actively compliant [26] arm into a suitable ergonomic configuration without the need of any special configuration procedure. From this point on any additional movement of a relatively small magnitude is performed by the SP directly at the patient's body. Other advantages follow from the properties of the



**Fig. 2.** Simplified depictions of several GSP architectures. (A) the original idea by Stewart and (B) its actual realization with 6 prismatic (hydraulic) actuators [1]. (C) the most typical realization of a 6 DOF platform commonly known as, the Stewart platform' or a hexapod robot. (D) and (E) show examples of Stewart platforms with, respectively, prismatic and rotary actuators fixed at their bases. The latter platform is further elaborated on in this work

SP. A light-weight and strong design capable of carrying much heavier tools is possible, the end point precision is improved and a 6-dimensional force sensing capability at the trocar can be gained easily. The main disadvantage lies in the increased size of the tool holders. However, considering the variety of possible SP designs (see sec. II-A) and the flexibility of fixing the tool either to the upper or lower part [17] of the platform an appropriate design can be achieved. Moreover, as only 4 DOFs are actively used by the SP at the trocar a reduced design with smaller size and lower weight is conceivable.

# 2. Stewart platforms

The literature on SP is abundant in its definitions. The only agreement seems to concern the fact that it is a parallel manipulator. In his original article [1], Stewart defined the SP as a mechanism which has 6 DOFs controlled in any combination by 6 motors each having a ground abutment. Xiao defines in [4] the generalized SP (GSP) as a 6 DOFs parallel manipulator consisting of two rigid bodies connected with 6 distance or/ and angular constrains between 6 pairs of points, lines, and/or planes in the base and platform, respectively. With this definition there are 3850 possible forms or architectures of GSP. Without a further reference to Xiao's article or definition of a GSP the following section presents several GSP architecture examples. Sec. II-B introduces the mathematical notation used throughout this work.

#### A. Generalized architectures

Parallel manipulators are often classified according to the number of connections between the lower (base) and the upper platform (in following simply platform). Stewart's original construction was a 6–3 architecture and rather a special design according to the generalizing modifications it underwent in the course of time. Fig. 2 shows a schematic depiction of several GSP architectures. Besides the spatial configuration (locations of the connections), the type of these connections (joints) and of the employed actuators are the most important design aspects. Although a variety of different architectural designs is clearly possible, only one of them has gained widespread popularity – the so called



**Fig. 3.** Schematic illustration of a SP indicating the mathematical notation used throughout this work. (A) shows the upper platform and the lower base with their corresponding coordinate systems and the attachment points of the legs (after [2]). (B) shows the transformations between and the vector notation in the two coordinate systems.

6-UPS (universal-prismatic-spherical) SP which is often referred to as, the Stewart platform. Interestingly, Stewart came up with the idea of this platform in his original work when he discussed the possibility of linear coordinate control as opposed to the polar coordinates he employed in his actual design. The reasons for the popularity of the 6-UPS platform are certainly manifold ranging from the similarity of the first designs following and even preceding [27] Stewart's original work to the ease of construction and employment of standard components. SPs are usually realized with help of prismatic actuators which constitute the length-varying elements (legs) between the base and the platform but a GSP can be realized with any type of prismatic or rotary actuators. Together with the design and quality of the joints this gives the engineer a large playground for finding a compromise between the technical requirements (size, weight, work area, speed etc.) and the available budget. Fig. 2(E) shows a GSP which can be realized with simple servo motors and which is further described in sec. III.

#### **B. Basic notation**

This section introduces the mathematical notation used in this work in order to describe the kinematics of SPs. The notation is based mostly on [2]. Although the SP lends itself to the description in the framework of screw theory, the mathematical treatment in this work only assumes the basic knowledge of linear transformations. Fig. 3(A) shows a schematic depiction of a SP consisting of a base and a platform with their corresponding right-handed coordinate systems (CSs). The base and the platform are connected by means of 6 (length-varying) legs which are attached to them at some arbitrary locations  $b_i$  on the base and  $p_i$  on the platform surface ( $i \in \{1, \ldots, 6\}$ ). For the sake of a clear mathematical treatment, the attachment points are assumed to be 3 DOFs spherical joints with no constraints on their rotations. The transformations between the platform, the base CS and the inverse transformations are realized by means of three successive Euler rotations in the x - y - z convention and a subsequent translation with the rotation matrix defined as

$$\mathcal{R} = \mathcal{R}_z(\gamma)\mathcal{R}_y(\beta)\mathcal{R}_x(\alpha) \tag{1}$$



**Fig. 4.** Exemplary SP design with fixed rotary actuators. (A) is the isometric view of the arrangement of servo motors; connecting rods are not shown for the sake of clarity. (B) and (C) show the geometrical arrangement of leg attachment points in agreement with the notation from Fig. 3. Platform's origin is marked with an x.

and the translation vector being

$$\mathcal{T} = \begin{pmatrix} t_x & t_y & t_z \end{pmatrix}^T.$$
 (2)

The kind of transformation is indicated by amending two designators (*b* and *p*) to the corresponding transformation, thus  ${}^{p}R_{b} = R$  and  ${}^{p}T_{b} = T$  mean the rotation and position of the platform relative to the base and

$${}^{b}\mathcal{R}_{p} = ({}^{p}\mathcal{R}_{b})^{-1} = ({}^{p}\mathcal{R}_{b})^{T}$$

$${}^{b}\mathcal{T} \qquad (3a)$$

$${}^{b}\mathcal{T} \qquad (2b)$$

$$\mathcal{T}_p = -({}^p \mathcal{T}_b) \tag{3b}$$

are the inverse relations. Vectors are written in uppercase and become the prefix p only if they are expressed in the platform CS. In any other case the base CS is assumed (see Fig. 3(B)). According to the above definitions the leg vector  $L_i$  of leg i in base CS becomes

$$L_i = {}^p \mathcal{T}_b + {}^p \mathcal{R}_b^p P_i - B_i = P_i - B_i.$$
<sup>(4)</sup>

The length of the leg is defined as the Euclidean norm of this vector

$$|L_i| = ||L_i||_2. (5)$$

The above equations are used to compute the lengths of virtual legs in the design example of the following section.

#### 3. Design example

The purpose of this section is to demonstrate a low cost design example of a SP. The design is not meant for any particular application but is rather supposed to serve as a reference and guideline for rapid prototyping of GSPs. The low cost example is a 6–6 SP actuated by 6 standard analog servo motors fixed at the base. Fixed-length rods are used as connections between the servo horns and the platform. The attachment is realized by means of rod end bearings which play the role of low cost spherical joints. Fig. 4(A) shows the CAD rendering of this design. The servo motors are mounted on cuboid-shaped holder blocks and fixed to a circular base. Rod end bearings are attached to the servo horns as well as to holder blocks (not visible) fixed to the platform. The connecting rods were hidden for the sake of clarity. The numbering of the motors and the base CS are indicated. Fig. 4(B) and (C) show this arrangement schematically. Note that the base attachment points  $b_i$  are invariant under servo rotation and defined as the projections of joint centers on the corresponding axes of rotation. The platform attachment points pi are coincident with the centers of the corresponding joints attached to the platform. Both sets of points are easily found to be

$$b_i = (x_i \quad y_i \quad z_i)^T = (R_b \cos(\gamma_i) \quad R_b \sin(\gamma_i) \quad 0)^T$$
(6a)

$$p_i = \begin{pmatrix} {}^p x_i & {}^p y_i & {}^p z_i \end{pmatrix}^T = \begin{pmatrix} R_p \cos({}^p \gamma_i) & R_p \sin({}^p \gamma_i) & 0 \end{pmatrix}^T$$
(6b)

with  $R_b$  and  $R_p$  being the radii of the circles on which, respectively,  $b_i$  and  $p_i$  lay. The corresponding angles are shown in Table I. Note that although the angles are provided in *degrees* all actual computations need to be performed in rad.

 TABLE I

 Angular coordinates of base and platform attachment points.

i	1	2	3	4	5	6
$\gamma_i$	77 °	103 °	197 °	223 °	317°	343 °
$^{p}\gamma_{i}$	37.5 °	142.5 °	$157.5^{\circ}$	262.5 °	277.5°	22.5 °

#### A. Inverse kinematics

The basic objective in the control of SPs is to solve the inverse kinematics (IK) problem – to find the lengths of all legs for a given desired position and orientation of the platform. The problem has a unique analytic solution in contrast to the forward kinematics problem which is highly nonlinear and usually requires either iterative approaches or additional sensory information. The general solution to the IK problem is already contained in Eq. (4). However, as rotary actuators and fixed-length rods are employed the GSP of this section does not have any real variable-length legs. Sticking to the definition of a leg from sec. II-B which is just a connecting element between  $b_i$  and  $p_i$ , the variability in length is achieved virtually by changing the locations of  $p_i$  in the base CS through the rotation of servo *i*. This is shown schematically in Fig. 5. Each servo motor has a local CS with the origin at  $b_i$  and the axis of rotation  $m_z$  pointing toward the origin of the base CS. The center of the joint attached to the servo horn  $m_i$  changes in dependency of the rotation angle  $\Delta_i$ . With  $R_m$  being the radius at which the joint is attached to the servo horn, *D* the fixed rod length and  $M_i$  the vector from the origin to  $m_i$  in base CS it holds

$$R_m = R_{mi} = |M_i - B_i| \tag{7a}$$

$$D = D_i = |P_i - M_i|. \tag{7b}$$

The end point of the vector Mi is found through the transformation

$$M_{i} = (x_{mi} \quad y_{mi} \quad z_{mi})^{T} =^{mi} \mathcal{T}_{b} +^{mi} \mathcal{R}_{b} (R_{m} \quad 0 \quad 0)^{T}$$
(8)

where

$${}^{mi}\mathcal{T}_b = (x_i \quad y_i \quad z_i)^T, \tag{9a}$$

$$^{mi}\mathcal{R}_b = \mathcal{R}_z(\gamma_i - \frac{\pi}{2})\mathcal{R}_y(-\Delta_i).$$
 (9b)

The above rotation matrix is valid for the even-numbered servos as the one depicted in Fig. 5. Odd-numbered motors have their joints attached to the opposite sides of the servo horns. This is due to the fact that with such an arrangement a smaller distance between the neighboring joints is possible. This distance can be used as a design parameter [28,

16] for a more rigid or singularity-free design. The resulting coordinates for odd  $m_i$  require a sign change in the rotation-dependent terms of  $x_{mi}$  and  $y_{mi}$ . In summary with

$$\begin{pmatrix} x_{mi} \\ y_{mi} \\ z_{mi} \end{pmatrix} = R_m \begin{pmatrix} \pm \cos(\Delta_i)\sin(\gamma_i) + x_i \\ \mp \cos(\Delta_i)\cos(\gamma_i) + y_i \\ \sin(\Delta_i) + z_i \end{pmatrix}$$
(10)



Fig. 5. Local coordinate system of a particular servo motor (i) (i even) with indication of variables and constants involved in the computation of the length of a virtual leg Li.

Fig. 6. Photograph of the low-cost Stewart platform overlaid with a series of images indicating the range of platform's motion.

the upper sign corresponding to the solution for even and the lower sign for odd servos. For any desired change in position/orientation of the platform a new set of vectors  $P_i$  and subsequently virtual leg lengths  $L_i$  is obtained. The solution to the IK problem consists now in finding the set  $\Delta_i$  which satisfies

$$R_m^2 = (M_i(\Delta_i) - B_i)^T (M_i(\Delta_i) - B_i)$$
(11a)

$$D^{2} = (P_{i} - M_{i}(\Delta_{i}))^{T} (P_{i} - M_{i}(\Delta_{i}))$$
(11b)

$$L_{i}|^{2} = (P_{i} - B_{i})^{T}(P_{i} - B_{i})$$
(11c)

for all  $i \in \{1, ..., 6\}$ . Combining the above equations leads to

$$|L_i|^2 - D^2 + R_m^2 = 2(B_i - M_i(\Delta_i))^T (B_i - P_i)$$
(12)

which after substituting from (8) resolves into

$$\pm (|L_i|^2 - D^2 + R_m^2) = 2R_m(z_{pi} - z_i)\sin(\Delta_i) + + 2R_m[\sin(\gamma_i)(x_{pi} - x_i) - \cos(\gamma_i)(y_{pi} - y_i)]\cos(\Delta_i)$$
(13)

with the upper sign corresponding to even and the lower sign to odd servos as before. This equality is a linear combination of sine functions. Using the trigonometric identity

$$a\sin(\phi) + b\cos(\phi) = \sqrt{a^2 + b^2}\sin(\phi + \varphi)$$
 with  $\varphi = \arctan(\frac{b}{a}) + \begin{cases} 0 & , a \ge 0\\ \pi & , a < 0 \end{cases}$ 

having

$$a_i = 2R_m(z_{pi} - z_i) \tag{14a}$$

$$b_i = 2R_m[\sin(\gamma_i)(x_{pi} - x_i) - \cos(\gamma_i)(y_{pi} - y_i)]$$
(14b)

$$c_i = |L_i|^2 - D^2 + R_m^2 \tag{14c}$$

and assuming  $a_i$  positive the servo angles are found to be

$$\Delta_i = \arcsin\left(\frac{\pm c_i}{\sqrt{a_i^2 + b_i^2}}\right) - \arctan\left(\frac{b_i}{a_i}\right). \tag{15}$$

Assuming joints with a sufficiently large angular range of motion, the platform can reach the desired position and orientation if a real solution to (15) exists for all *i*.



**Fig. 7.** Diagrams illustrating the work area of the low cost platform. Any position within the regions encircled by a black curve can be attained. Color-coded is the ability of the platform to change its orientation at a given location. Regions encircled by white curves allow the platform to change its orientation most freely

#### **B.** Design evaluation

The capabilities of the presented GSP with fixed rotary actuators strongly depend on the quality of the components used. Only low cost components were chosen for the prototype and these are summarized in Table II. Components for which no price is given were own manufactured. It is possible to arrive at a final design not exceeding the budget of 200 USD. The photograph of the actually built SP is shown in Fig. 6. The photograph also indicates the range of motion of this platform. As there is no sensory feedback from the servos and no external measurements were carried out only a coarse-grained evaluation can be given here. In this context, the platform was commanded to move in X, y and Z direction as well as to perform positive and negative rotations around these axes as far as possible. The platform did not carry any additional load and the current

Component	Quantity	Unit price [USD]
Analog servo motor	6	10-20
Servo controller	1	20-40
Rod end bearing, size M2	12	4-20
Connecting rod	6	-
Holder block	9	-
Platform	1	-
Base	1	-

 TABLE II

 PRICE OF THE COMPONENTS IN THE LOW COST SP DESIGN.

consumption was monitored to see if the commanded position/orientation was reached - an increased current flow would indicate that one or more servos could not reach the commanded position. Since the employed servos are able to perform continuous rotation and the angular limits in the joints are large enough the platform was able to reach all the commanded positions/orientations according to the real solutions of (15). However, this pleasing result is to be ascribed to the limited variability in the length of the virtual legs and thus a relatively small work area. Fig. 7 shows the real-valued range of motion with help of 3 diagrams. The range of motion is approximately  $\pm 25$ ,  $\pm 28$  and  $\pm 15$  mm for the motion along the x, y and z axes, respectively. Color-coded is the ability to change the orientation of the platform at a given position. This orientability was computed by sampling the intervals between the extreme rotations around all the axes at linearly equally spaced points and checking how many of these rotations can be attained at a given reachable location. A green color was assigned to the maximum number of attainable rotations and a red color was assigned to 0 - if no orientation change was possible. Any intermediate number of orientations was mapped onto a linear color ramp between green and red. The highest orientability of the platform is at the origin where rotations of  $\pm 9^{\circ}$ ,  $\pm 9^{\circ}$  and  $\pm 15^{\circ}$  are possible around the *x*, *y* and *z* axes, respectively.

The precision of the platform is limited mainly by the resolution of the employed servos whose angular position can be changed in the smallest increment of 0.1° only. The accuracy is mostly affected by manufacturing tolerances [29] and is not further discussed here. The operating speed of the servos is 0.15 sec/60° which corresponds to approximately 40 mm/s for the platform. The overall weight of the low cost SP together with the servo controller and cabling is less than 0.5 kg. The platform can carry payloads of approximately a few kilograms which are much heavier than its own weight. However, this is not further elaborated on here as the load-carrying capacity depends on the current limit and would need to be evaluated with respect to a particular movement quality criterion.

#### 4. Discussion

The purpose of this work was to provide a practical guideline for the construction of GSPs with further references for an interested reader. The basic theory together with the IK solution for the particular case of a GSP with fixed rotary actuators was presented. The constructed prototype was intentionally built out of commercially available low cost building blocks in order to arrive at the final design quickly. No further effort was put into a precise evaluation of the prototype. A coarse-grained evaluation of the workspace, orientability, speed and load-carrying capacity is given in the previous section. The achieved design is not meant for any particular application but is supposed to serve as a rapid prototyping example of a successful low cost and fully operational GSP construction. At the current stage the prototype is certainly not precise enough for MIS robotics in whose context the application of the SPs was discussed (see sec. I-B). Speed, precision and load-carrying capacity can all be improved easily by replacing the analog servos with digital ones. However, for an application in medical robotics a different architectural design with prismatic piezoelectric actuators is considered (see next section).

15 years ago, Ji argued in [16] that the variety of possible applications of the SPs is hampered by the lack of rational synthesis tools for a practical design. Today the situation has changed dramatically and with the availability of powerful CAD design tools incorporating simulation environments and rapid prototyping techniques like 3D ink-jet printing, laser sintering, fused deposition modeling or carbon fiber composite stitching his argument does not hold anymore. The gap between the concept and the final product fulfilling the specifications has never been so small. This should lead to a boom not only in various customized applications of GSPs but also to the appearance of competitive and commercially available surgical robots which are an interesting target group for Stewart's parallel manipulator.

#### 5. Future work

A new design of a SP is considered as a tool holder for the MIS robot RobinHeart [21]. The design objectives are small overall size and weight, minimal payload of 5 kg, high precision in the lower  $\mu$ m range and an easy integration with a variety of surgical tools. Piezoelectric prismatic actuators are considered in the new design. These actuators are highly precise with positioning capabilities in the lower nm range, can generate large displacements, do not require a gear and develop forces up to 20 N at velocities in the cm/s range [30]. The new design will be equipped with multiple sensors including force and position sensors in the legs and angular position sensors in the joints. The sensory information will be used to obtain a direct solution to the forward kinematics problem and thus provide the SP with self-calibration capabilities. Moreover, the newly designed SP will be used as a force sensor. The interaction forces with patient's body at the trocar will be reconstructed from individual force measurements in the legs in order to avoid any excessive stress on the tissue.

# Abstract

This work presents a design example of a generic six-degree-of-freedom parallel manipulator commonly known as the Stewart platform. It is meant as a practical guideline covering the basic theory of Stewart platforms and the actual low cost realization suitable for rapid prototyping. The inverse kinematics solution and a coarse-grained evaluation are provided for the actually constructed prototype. Additionally, the application of generic Stewart platforms as tool holders in the context of minimally invasive robotic surgery is discussed and a proposal for a surgical robot given.

**Keywords:** Stewart platform, low cost design, rotary actuator, minimally invasive surgery, surgical robot

# Literature

- [1] Stewart D., "A platform with six degrees of freedom," *Proc. Inst. Mech. Engr.*, vol. 180(1), pp. 371–386, 1965.
- [2] Fichter E., "A Stewart Platform-Based Manipulator General-Theory And Practical Construction", *International Journal of Robotics Research*, vol. 5, no. 2, pp. 157–182, 1986.
- [3] Dietmaier P., "The Stewart-Gough platform of general geometry can have 40 real postures" in Advances in Robot Kinematics: Analysis and Control, Proceedings Paper, pp. 7–16, 6<sup>th</sup> International Symposium on Advances in Robot Kinematics, Salzburg, Austria, Jun–Jul, 1998.
- [4] Gao X., Lei D., Liao Q., and Zhang G., "Generalized Stewart-Gough platforms and their direct kinematics", *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 21, no. 2, pp. 141–151, 2005.
- [5] Lee J. and Geng Z., "A Dynamic-Model of a Flexible Stewart Platform", *Computers & Structures*, vol. 48, no. 3, pp. 367–374, 1993.
- [6] Dasgupta B. and Mruthyunjaya T, "Closed-form dynamic equations of the general Stewart platform through the Newton-Euler approach (vol 33, pg 993, 1998)", *Mechanism and Machine Theory*, vol. 35, no. 4, p. III, 2000.
- [7] Merlet J., "Designing a parallel manipulator for a specific workspace", *International Journal of Robotics Research*, vol. 16, no. 4, pp. 545–556, 1997.
- [8] Jiang Q. and Gosselin C. M., "Maximal Singularity-Free Total Orientation Workspace of the Gough-Stewart Platform", *Journal of Mechanisms and Robotics-Transactions of the ASME*, vol. 1, no. 3, 2009.
- [9] Dasgupta B. and Mruthyunjaya T, "Singularity-free path planning for the Stewart platform manipulator", *Mechanism and Machine Theory*, vol. 33, no. 6, pp. 711–725, 1998.
- [10] Sorli M. and Pastorelli S., "6-axis Reticulated Structure Force Torque Sensor with Adaptable Performances", *Mechatronics*, vol. 5, no. 6, pp. 585–601, 1995.
- [11] Kang C., "Closed-form force sensing of a 6-axis force transducer based on the Stewart platform", Sensors and Actuators A-Physical, vol. 90, no. 1–2, pp. 31–37, 2001.
- [12] Dasgupta B. and Mruthyunjaya T, "The Stewart platform manipulator: a review", *Mechanism and Machine Theory*, vol. 35, no. 1, pp. 15–40, 2000.
- [13] Hamlin G. and Sanderson A., "A Novel Concentric Multilink Spherical Joint with Parallel Robotics Applications" in 1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation:

*Proceedings, Vols 1–4, Proceedings Paper, pp. 1267–1272, 1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation, San Diego, CA, May 08–13, 1994.* 

- [14] Ji Z. and Song P, "Design of a reconfigurable platform manipulator", *Journal of Robotic Systems*, vol. 15, no. 6, pp. 341–346, 1998.
- [15] Wang L. and Hsieh J., "Extreme reaches and reachable workspace analysis of general parallel robotic manipulators", *Journal of Robotic Systems*, vol. 15, no. 3, pp. 145–159, 1998.
- [16] Ji Z., "Analysis of design parameters in platform manipulators", *Journal of Mechanical Design*, vol. 118, no. 4, pp. 526–531, 1996.
- [17] Sekimoto M., Nishikawa A., Taniguchi K., Takiguchi S., Miyazaki F, Doki Y, and M M., "Development of a compact laparoscope manipulator (p-arm)", *Surgical Endoscopy*, vol. 23(11), pp. 2596–2604, 2009.
- [18] Kobler J.-P., Kotlarski J., Oeltjen J., Baron S., and Ortmaier T, "Design and analysis of a headmounted parallel kinematic device for skull surgery", *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 7, no. 1, pp. 137–149, 2012.
- [19] Lux M. M., Marshall M., Erturk E., and Joseph J. V, "Ergonomic Evaluation and Guidelines for Use of the daVinci Robot System", *Journal of Endourology*, vol. 24, no. 3, pp. 371–375, 2010.
- [20] Hagn U., Konietschke R., Tobergte A., Nickl M., Joerg S., Kuebler B., Passig G., Groeger M., Froehlich F, Seibold U., Le-Tien L., Albu-Schaeffer A., Nothhelfer A., Hacker F, Grebenstein M. and Hirzinger G., "DLR MiroSurge: a versatile system for research in endoscopic telesurgery", *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 5, no. 2, pp. 183–193, 2010.
- [21] Nawrat Z. and Kostka P, "Polish cardio-robot, Robin Heart'. System description and technical evaluation", *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 2, no. 1, pp. 36–44, 2006.
- [22] Bowersox J., Shah A., Jensen J., Hill J., Cordts P. and Green P, "Vascular applications of telepresence surgery: Initial feasibility studies in swine", *Journal of Vascular Surgery*, vol. 23, no. 2, pp. 281–286, 1996.
- [23] Ruurda J., van Vroonhoven T and Broeders I., "Robot-assisted surgical systems: a new era in laparoscopic surgery", *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, vol. 84, no. 4, pp. 223–226, 2002.
- [24] G. G. S. and S. J. K. "The intuitive telesurgery system: Overview and application" in *Proceedings* of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2000, pp. 618–621.
- [25] Lum M. J. H., Friedman D. C. W., Sankaranarayanan G., King H., Fodero K., Leuschke R., Hannaford B., Rosen J. and Sinanan M. N., "The RAVEN: Design and Validation of a Telesurgery System", *International Journal of Robotics Research*, vol. 28, no. 9, pp. 1183–1197, 2009.
- [26] Albu-Schaeffer A., Ott C. and Hirzinger G., "A unified passivity-based control framework for position, torque and impedance control of flexible joint robots", *International Journal of Robotics Research*, vol. 26, no. 1, pp. 23–39, 2007.
- [27] Gough V.E. and Whitehall S. G., "Universal Tyre Test Machine", Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part C – Journal of Mechanical Engineering Science, vol. 223, no. 1, pp. 245–265, 2009.
- [28] Bhattacharya S., Hatwal H. and Ghosh A., "On the Optimum Design of Stewart Platform Type Parallel Manipulators", *Robotica*, vol. 13, no. Part 2, pp. 133–140, 1995.

- [29] Wang J. and Masory O., "On the Accuracy of a Stewart Platform. 1. The Effect of Manufacturing Tolerances" in *Proceedings : IEEE International Conference on Robotics and Automation*, *Vols 1–3*, Proceedings Paper, pp. 114–120, 1993 IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, Atlanta, GA, May 02–06, 1993.
- [30] Simu U. and Johansson S., "Analysis of quasi-static and dynamic motion mechanisms for piezoelectric miniature robots", *Sensors And Actuators A-Physical*, vol. 132, no. 2, pp. 632–642, 2006.

# Development of a robotic system for spial surgery

Szymon Kostrzewski\*, John Michael Duff\*\*, Charles Baur\*\*\*, Mariusz Olszewski\*\*\*\*

#### Streszczenie

Kręgosłup człowieka składa się z 24 ruchomych i 9 połączonych kręgów. Ważne elementy układu nerwowego znajdują się we wnętrzu otworu kręgowego osłoniętego przez otaczającą go kość. W wyniku wypadków lub chorób mogą się pojawić schorzenia, które muszą być leczone chirurgicznie. Ze względu na dużą gęstość ważnych tkanek w tym rejonie, takich jak układ nerwowy lub krwionośny, powodzenie operacji zależy w dużym stopniu od dokładności, z jaką może być ona przeprowadzona. W obecnie używanych metodach manualnych duże znaczenie ma doświadczenie i dyspozycja chirurga.

Aby rozwiązać te problemy opracowano nowy system zrobotyzowany do operacji kręgosłupa. Składa się on z mechanizmu robota pozycjonowanego za pomocą struktury pasywnej, optycznego systemu pomiarowego, urządzenia wejściowego, identyfikacji położenia operowanych kręgów, algorytmów i oprogramowania do planowania operacji i nawigacji. System został przebadany na denatach z udziałem chirurga, osiągając bardzo dobre rezultaty. Omówiono wyniki badań, zaproponowano możliwości dalszych ulepszeń i inne zastosowania systemu.

# Introduction

The adult human mobile spine consists of 24 articulated vertebrae and the adult non-mobile spine is made up of 9 fused vertebrae. Critical neural structures lie inside the spinal canal, protected by the surrounding bone. The spinal cord extends from the skull base to the junction of the first and second lumbar vertebrae, and the remainder of the spinal canal contains the nerves of the cauda equina. Trauma or certain disease processes destroying the protective bony spine may result in catastrophic neurological problems, therefore much of spinal surgery focuses on restoring the stability and protective capacity of the vertebral column. This involves the placement of metal implants for restoration of mechanical stability of the spine.

Spinal stabilization frequently entails placement of pedicle screws within the vertebrae. One of the challenges is to optimize screw placement into an anatomical structure (i.e. the pedicle) which is not directly visible to the surgeon. Mechanical efficiency of the

<sup>\*</sup> KB Medical SA, PSE-C, 1015 Lausanne, Switzerland. E-mail : sk@kbmedical.com.

<sup>\*\*</sup> Centre Hospitalier Universitaire Vaudois CHUV, Department of Clinical Neurosciences, Lausanne.

<sup>\*\*\*</sup> École Polytechique Fédérale de Lausanne EPFL, Laboratoire de Systèmes Robotiques LSRO2, Virtual Reality and Active Interfaces VRAI Group.

<sup>\*\*\*\*</sup> Warsaw University of Technology, Faculty of Mechatronics, Institute of Automatic Control and Robotics.

fixation construct depends to a large extent on an optimal screw placement. Avoidance of iatrogenic complications related to the neural structures and adjacent vascular structures also depends to a large extent on optimal screw placement. Therefore spinal fixation remains a challenging and often high risk procedure, particularly so in the cervical spine.

With standard freehand techniques, the screw trajectory is judged visually on the basis of pre-operative imaging and the surgeon's experience and anatomic knowledge [1]. Fluoroscopic images may be taken to verify the precision of the chosen trajectory. Such techniques require access to widely available spinal instrumentation systems, with no requirement for additional equipment. Therefore the technique relies heavily on the surgeon's experience and can be subject to human error. Precision is also an issue as the fluoroscopic images provide limited information. The technical challenge requires good manual skills and coordination and the ability to mentally visualize in 3D the surrounding anatomy. Due to these technical challenges, a screw misplacement rate in the spine of 30–50% has been reported [2].

There already exist navigation systems which measure the position of surgical instruments and patient position in the operating room. From the extensive research in state of the art spine surgery a clear answer to where and when navigation technology should be used remains elusive [2]. Due to improved accuracy of image-guided procedures over freehand techniques, the capacity for screw placement in all parts of the spine (e.g. cervical) is enhanced. However, image-guided spinal surgeries are still done with freehand technique, albeit aided by image guidance. Tracked instruments are still subject to inherent inaccuracies because of human constraints, as such a manual precision can be subject to human variability. This technique is demanding for the surgeon as he needs to coordinate real-world surgery with virtual surgical planning on the screen. Inherent errors, if they occur, may be significant, and for this reason staff training is important. Despite thorough verification of the registration accuracy, problems are common. Accuracy indicators in the operating room do not necessarily reflect absolute precision and can be misleading [3, 4].

Few attempts have been made to introduce robotic systems in spinal surgeries. A Miro robotic system for general medical applications was developed by the German Aerospace Center DLR. It is designed for surgical telemanipulation with extended software support. The robotic part of the system consists of three, 7-degrees-of-freedom, lightweight robotic arms [5]. In the proposed set-up for the spine surgery the robot holds directly the driller and is navigated by surgeon using impedance control and taking into account pre-operative planning.

The Mazor SpineAssist robotic system for spine surgery consists of a compact, 6-degrees-of-freedom, robot attached to the spine with a base platform and a work station for planning and navigation [6]. The system can be used only in the lower spine, where the margin for error is much greater. Registration is based on matching between pre-operative CT scans and intra-operative fluoroscopic images acquired with a calibrated C-arm. In the next step, the robot, moves to the calculated spatial position and the surgeon performs surgery via the tool guide. During the intervention the robot acts as a tool holder (passive guidance). The system was tested with good results [7].

Other developments in robotized spine surgery involve: the Cooperative Robotic Assistant [8], Spinebot [9] and Universal Prismatic Spherical Robot but none of them provides a complete solution for spine surgery planning and execution with the capacity to place implants in the whole spine.

In this paper the design of a robotic system using upper cervical spine surgery as a test model is described. In comparison with the aforementioned systems it has several advantages. Robotic assistance addresses the issues of handheld techniques. This compact robot is held by a passive supporting structure and the design of this kinematic chain is adapted for operating in the cervical spine with capability for use throughout the whole spine. The system uses standard, commercially available surgical instruments. Screw trajectory is defined by the robot based on surgical planning, but the drilling and implant insertion are performed by the surgeon so that he has direct visual and tactile feedback. The system incorporates a new surgical input device, intended for use directly from the sterile field, with an adapted user interface for ease of use in the operating room.

# Surgery workflow and system elements

The system consists of a compact robot positioned over the patient by a passive supporting structure. There is also an optical tracking system, surgical input device and workstation with software for planning and navigation. The system elements are shown in figure 1. Preoperative surgical planning is performed defining optimal screw trajectories. Following surgical exposure, individual vertebral registration is carried out. Approximate robot positioning is done manually by the surgeon after unlocking the passive structure. The surgeon displaces the passive structure holding the robotic device so that the screw trajectory lies within the robot's workspace. At this this point the robot starts to automatically follow pre-planned trajectory. The passive structure is now locked in position. Kirschner wire placement and screw placement are performed through the instrument guide.

A robot with four degrees of freedom was developed for the surgical system. It has two moving arms, rigid and flexible, connected with a drill guide holder which creates a parallel kinematic chain (ref. Figure 1). Combining arms translations in plane perpendicular to the trocar axis, two rotations and two translations of the drill guide holder are achieved. The kinematic chain is mechanically irreversible which is favourable for the security during power cut. Mechanical play in the system was countered in a whole chain. For control and optimization, robot kinematic and dynamic models were defined. Tests were done to ensure robot rigidity and necessary adjustments were carried out. In the experimental setup, a separate robot control device was connected by Ethernet to the workstation running navigation software.

The robot is positioned using the passive supporting structure which has a workspace sufficiently generous to attain the required position in space needed during surgeries. The passive structure can be adapted for use in different surgeries, e.g. ENT. As a result, the robot can be used bilaterally and at multiple spinal levels which is often required in spine surgeries.



Fig. 1. Elements of the system for spine surgery: M – marker of the optical tracking system, R – robot, PS – arms of the passive structure

The system uses an optical tracking system which consists of a camera, sterilisable active markers and a pointer. Markers are attached to the robot and the vertebra to be navigated. The pointer can be used to define point coordinates in space. The marker's position and rotation have a certain measurement noise affecting accuracy on the vertebrae.

In the operating room surgeon needs to interact with the system in an intuitive and efficient manner. A new surgical input device was developed for this purpose and is shown in figure 3. It is a wireless joystick which has buttons, a switch and a trackball. It has accelerometers and a gyroscope and can be integrated into a trackable pointing instrument. Buttons have assignable functions which are activated depending on context of the application. For example, to define a point during patient registration or to control the

robots position with accelerometers etc. user can select one of the modes with a button. The trackball is used to adjust the 3 dimensional viewer of the navigation software. The input device has a fixation for attaching the pointer of the trackable pointing instrument.

The navigation software assists the surgeon in the operating room. It's workflow is adapted to the surgery. It controls all devices of the system. Navigation software implements registration algorithms. The surgeon can verify accuracy of tracking and registration by correlating the virtual and real world. A central part of the user interface is a 3 dimensional viewer where the target anatomy, the robot, the trackable pointing instrument and markers are rendered in real time.



Fig. 2. Surgical Input device used for patient registration

# Experiments

Six cadaver experiments to test the system were done at department of anatomy of the University Hospital of Lausanne CHUV, Switzerland, in collaboration with the department of neurosurgery. The entire system was assembled to closely approximate operating room conditions. An experienced neurosurgeon did the planning and carried out the cadaver tests. As a surgical model to test the feasibility of the system, placement of transarticular C1/C2 screws was chosen as one of the most technically demanding, and requiring a very high precision. The rationale behind this being, that if the robotic device were sufficiently precise for this technique, it would meet or exceed the need for precision of implant placement throughout the rest of the spine.

Following the cadaver tests, results were documented on post-implantation CT scans. Measure of screw placement error is composed of a translational and a rotational

part. Translational error is the distance between the axis of the placed screw and planned trajectory at the pars (isthmus) of the C2, the zone of highest risk in C2 instrumentation. Rotational error is the angle between the placed screw and the planned trajectory. Results are shown in table 1. Significant errors of screw 2 placement in experiment III and IV were due to "minor" drill slippage at the entry point on the vertebrae where there is an oblique angle between the bone surface and the drill trajectory. This issue was resolved by adapting drilling technique.

The purpose of these experiments was to verify the concept of the and identify potential sources of error. Several improvements were sequentially implemented throughout the experiments.

Standard manual surgical technique was adapted for this application. Several modifications were developed in order to avoid drill slippage on the surface of the vertebrae and K-wire bending before reaching the bone.

#### Results

Accuracy of the screw placement in six cadaver experiments is shown in table 1. The mean translational error  $e_d$  is 1.94 [mm] and mean rotational error  $e_r$  is 4.35° (excluding solved problems with drill slippage). These errors are comparable to clinical results using a standard handheld technique according to our experience. The experiments enabled to identify several sources of error which have been since amended. In the last experiment, in which all mentioned improvements were implemented in the system, very high accuracy was attained (0.41 [mm] and 2.56°, ref. experiment VI in Table 1). Further cadaver testing is planned to validate our preliminary results.

Experiment	Screw	Translational error <sup>e</sup> d [mm]	Rotational error <sup>e</sup> d [°]
Ι	1	3.47	8.92
II	1	1.36	4.19
III	1	1.81	6.60
	2	5.14	8.33
IV	1	2.42	4.25
	2	6.19	4.97
V	1	2.40	2.37
	2	1.95	3.60
VI	1	1.68	2.31
	2	0.41	2.56

 Table 1: Accuracy of the screw placement in the six cadaver experiments

 done with the proposed system

#### **Conclusions and Future Work**

This paper presents a development and a feasibility study of a robotic system for cervical spine surgery. The experiments showed that it can be used in this type of surgery. "Surgery" done with the proposed system does not appear to take more time for the procedure in comparison with standard, image-guided freehand techniques.

Additional research among surgeons was performed in the goal of discovering their specific needs in the context of spine surgeries. The results have shown that apart from issues with screw implant precision, surgeons are concerned about X-Ray exposure of the medical staff. In the operating room many intra-operative images are taken in order to verify precision which leads to a very high radiation doses. They confirm that system should work on the whole spine and should assist principally in placing screwbased implants. Use of non-cannulated tools and pedicle probe is preferred to solutions involving K-wire due to bending effect on the sides of cortical bone. Apparently there are many problems linked to currently used navigation techniques. In some cases big errors appear caused by detaching marker frame from the vertebrae. During multi-level operations, when many vertebrae are operated, repeating registration for each vertebra is not practical. For this reason surgeons place implants on many levels while tracking the only one which at least demands additional precision verification techniques that are not present. Currently the surgical workflow contains many laborious tasks (e.g. pre-operative PC-based planning, registration, fluoroscopic verification). These would be removed by introducing precise systems (no need for fluoroscopic verification), automatic registration and intra-operative planning.

Potential advantages of the proposed system include improved precision of spinal implant placement, improved patient and surgeon security with a reduction of inbuilt errors, possible reduction in surgical experience needed to safely perform such procedures. Undoubtedly, success at the craniocervical junction (i.e. first and second cervical vertebrae) with precise implant placement would indicate that similar techniques and methods could be applied at other spinal levels in the thoracic and lumbar areas.

Some limitations exist in the proposed system. Even though each part of the system was tested together and separately for feasibility purposes, it needs validation of reproducibility of accuracy with further cadaver experiments superior to that described in the current literature. Ex-vivo experiments had been conducted and proved that the needed accuracy can be achieved. Ultimately sterile draping of the robotic device and the adjacent passive structure will need to be envisaged prior to any clinical testing.

# Abstract

The adult human mobile spine consists of 24 articulated vertebrae and the adult non-mobile spine is made up of 9 fused vertebrae. Critical neural structures lie inside the spinal canal, protected by the surrounding bone. Trauma or certain disease processes destroying the protective bony spine may result in catastrophic neurological problems, therefore much of spinal surgery focuses on restoring the stability and protective capacity of the vertebral column. Due to the very dense organization of the nervous and vascular systems, successful surgery depends on the accuracy with which it can be achieved. Currently used methods require well-trained surgeons and are subject to inherent human error. For these reasons, a new robotic system for spine surgery was developed to assist surgeons. It consists of a robot held by a passive structure, an optical tracking system, a surgical input device as well as algorithms and software for surgical planning and navigation. The complete system operated by a neurosurgeon was tested on cadavers producing very good results. The preliminary results were analyzed after which further improvements were proposed.

Keywords: medical robotics, parallel robot, spinal surgery, cervical spine surgery

#### Acknowledgments

This work was supported by the National Center of Competence in Research CO-ME in Switzerland.

#### Literature

- [1] Dickman C. A. and Sonntag V. K., Posterior atlantoaxial transarticular screw fixation for atlantoaxial arthrodesis. Neurosurgery, 43(2):275–280, 1998.
- [2] Tjardes T., Shfizadeh S., Rixen D., Paffrath T., Bouillon B., Steinhausen E. S. and Baethis H., Image-guided spine surgery: state of the art and future directions. European Spine Journal, 19(1):25–45, 2010.
- [3] Holly L. T., Bloch O. and Johnson J. P., Evaluation of registration techiques for spinal image guidance. Journal of Neurosurgery: Spine, 4(4):323–328, 2006.
- [4] Fitzpatrick J. M. and West J. B., The distribution of target registration error in rigid-body point-based registration. IEEE Transactions on Medical Imaging, 20(9):460–465, 2001.
- [5] Hagn U., Konietschke R., Tobergte A., Nickl M., Jörg S., Köbler B., Passig G., Gröger M., Fröhlich F., Seibold U., Le-Tien L., Albu-Schäffer A., Nothhelfer A., Hacker F., Grebenstein M. and Hirzinger G., DLR MiroSurge: a versatile system for research in endoscopic telesurgery. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 5(2):183–193, 2010.
- [6] Shoham M., Lieberman I. H., Benzel E., Togawa D., Zahavi E., Zilberstein B., Roffman M., Bruskin A., Fridlander A., Joskowicz L., Brink-Danan S. and Knoller N., Robotic assisted spinal surgery — from concept to clinical practice. Computer Aided Surgery, 12(4):105–115, 2007.
- [7] Pechlivanis I., Kiriyanthan G., Egelhardt M., Scholz M., Lücke S., Harders A. and Schmieder K., Percutaneous placement of pedicle screws in the lumbar spine using a bone mounted miniature robotic system. Spine, 34(4):392–398, 2009.
- [8] Lee J., Hwang I., Kim K., Choi S., Chung W. K. and Kim Y. S., Cooperative robotic assistant with drill-by-wire end-effector for spinal fusion surgery. Industrial Robot: An International Journal, 36(1):60–72, 2009.
- [9] Chung G. B., Lee S. G., Oh S. M., Yi B.-J., Kim W. K., Kim Y. S., Park J. I. and Oh S. H., Development of SPINEBOT for spine surgery. In Proceedings of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pages 3942–3947, Sendai, 2004.
- [10] Gramkow C. On averaging rotations. International Journal of Computer Vision 2001, 42(1/2):7-16.

# Path generator for multi-member surgical manipulator with specified path optimization

Jacek Cieślik\*

#### Streszczenie

W pracy przedstawiono algorytm generatora trajektorii dla wieloczłonowego manipulatora z optymalizacją określonej ścieżki. Omówiono metody generacji trajektorii manipulatorów redundantnych. Podano opis metod optymalizacji trajektorii, w oparciu o podstawy teoretyczne. Opisano własny algorytm, który został sprawdzony, w tym jego wszystkie podmoduły i funkcję optymalizacji ścieżki. Przedstawiono wyniki i analizę wykonanych symulacji. Artykuł zawiera wnioski i dyskusję dalszych możliwości rozwoju projektu.

# 1. Introduction

Presently, in medical intervention minimally invasive methods with a tendency to a local treatment limited to a small area are used. The procedures used in modern clinical practice include precise puncture of the body with a needle or catheter for the purpose of biopsy, drug delivery or blood sampling, cryogenic and electrolytic ablation, brachytherapy, brain stimulation, diagnostic imaging and a range of other minimally invasive surgical procedures such as laparoscopy or thoracoscopy. Modern medical instruments have characteristics of mechatronic devices and are categorized by the use of advanced procedures in the field of mechanics, automation, information technology and electronics. An important part of the treatment process prior to medical treatment is to plan and optimize operations based on the results of diagnostic imaging. Medicine is the area of application of robots, where they became very helpful. The use of robotized manipulators in surgery allowed the reduction of the risk of accidental error committed during the operation and elimination of tremor problem (hands vibration) during the operation. The biggest advantage of a surgical robot is reduction of invasive medical procedures. This was made possible thanks to the introduction multi-link redundant manipulators with very small cross-section of individual members. It allows to reduce for even several times the size of the wounds (cuts) required to perform the operation. Consequently, the process of healing has been speeded up and the risk of complications limited.

One of the possible technological solutions is the redundant surgical robot manipulator, which has more degrees of freedom than the number required to achieve the possible

<sup>\*</sup> AGH University of Science and Technology, Faculty of Robotics and Mechanical Engineering, Department of Robotics and Mechatronics, Kraków.

necessary position by an effector. Redundant degrees of freedom are used primarily to avoid obstacles by the arm of the manipulator and the effector. Obstacles in this case are tissues and organs of human body, so it is important that they remain untouched. The most difficult issues in the design process of robots with such a complex, yet miniature structure include design problems and complicated kinematics, dynamics and trajectory planning.

The study aimed to develop a path generator for the designed at the Academy of Science and Technology (Kraków) and the University of Rzeszów multi-membered manipulator intended to be used in a surgical robot. An additional requirement of the study was to develop a method for optimizing the generated trajectory, in order to minimize the number of joint displacements.

#### 2. Trajectory generation methods for multi-link redundant manipulators

There exist different methods used to solve the inverse kinematics and trajectory generation of redundant robots [5, 7]. Due to the method used in the algorithm they can be divided into the following categories:

- algebraic approach,
- geometric approach,
- iterative approach (e.g. neural networks, genetic algorithms).

Method of determining the joint coordinates for a given effector position also depends on the requirements for a given robot. These may include:

- avoiding obstacles and singular positions
- getting the most rigid structure of the manipulator,
- optimization of the displacement and acceleration.

In path planning one or more of the above conditions can be simultaneously included.

#### Algebraic approach

In the case of an algebraic approach inverse kinematics is calculated in an analytical way. When developed in this way, the algorithm may be applied only to the structure for which it was designed. This technique requires the solution of a system of equations that has an infinite number of solutions. For this purpose it is possible to use a parameter, for example inclination angle of the plane passing through two adjacent members with respect to the base. For each redundant degree of freedom one used parameter must occur. Accordingly, the application of this method is only useful in the case of manipulators of low redundancy.

Another way to generate paths of multi-link manipulator with algebraic approach is to use the inverse Jacobian matrix [4, 5]. From an infinite number of solutions only those meeting the condition of local minimum of velocity for all joints can be selected. The method allows the generation of the trajectory in the case when only the velocity reduction in joints is desirable. The method does not allow avoiding obstacles and singular positions. The singular configuration are those positions of the manipulator, in which the number of available degrees of freedom is lower than for the other cases of manipulator positions.
#### **Geometric approach**

Geometric approach requires an adjustment of the algorithm to the structure of the robot and is applicable in the case of manipulators with a small number of redundant degrees of freedom. This method is mainly used for flat manipulators operating in a single plane. By the use of appropriate geometric transformations, inverse kinematics can be resolved [5, 7]. Manipulators of the three-dimensional structure, during the creation of an algorithm require the use of spatial imagination and complicated three-dimensional transformations.

#### **Iterative approach**

Most of path and trajectory planning methods use an iterative approach. The techniques require knowledge of forward kinematics manipulator only and allow to apply the same algorithm to generate trajectories for completely different structure manipulators. Methods can be applied to the subsequent optimization.

Iterative approach consists of generating a pseudo-random trajectory and then, in subsequent iterations, improving the product, in order to meet specific requirements. The initial trajectory may be generated randomly or in order to simplify it, it may be set by the user. The initial trajectory can be modified by:

- performance of random motions of individual joints,
- use of neural networks.
- use of evolutionary computation, modifying the angular displacement of individual joints,

Each of the methods shown above, depending on how it is used, allows the generators to meet various criteria. In the case of generating a random trajectory, additionally it is necessary to apply optimization of obtained trajectory.

### Method of generated path optimization

Manipulators can have developed and complicated structure and limited workspace. Usually the first generated path is not optimal in terms of the specified requirements. After generating the initial step is applied the optimization of trajectory path. The most common optimization tasks are:

- keeping as far as possible from obstacles,
- minimization of acceleration and/or velocity,
- shortening the time required to move,
- minimization of the sum of displacements for each connector.

In the case of trajectory generation the most important criterion is usually to achieve the target positions by the end-effector (tool tip). The optimization algorithm is designed to improve the already-found path. It does not have to deal with finding the target position on condition that it does not change the final position reached by the effector in the last step of the optimized trajectory.

## 3. Path planning algorithm – Kinematic roadmap

One of the comprehensive path planning methods for multi-membered manipulators is the Kinematic roadmap algorithm [1] showing how to search for redundant robot path – to solve the point-to-point inverse kinematics problem for redundant manipulators in the presence of joint limits, self-collisions and obstacle constraints. This is an iterative approach using optimization of randomly generated path without collision. The path is generated using two sub-algorithms performed alternately: "Explore" and "Search". The first one consists of generating pseudo-random configuration of the robot, including the path that leads from the initial position to the generated position. Then the "Search" is searching for a path that leads to the desired positions. If this is not possible, the "Explore" generates new configuration and runs the algorithm "Search". Consequently it proceeds to find a path between the starting position and the endpoint position. Terms used in the algorithm are explained as follows:

- Characteristic Point (CP) joint configuration of robot, which is one of the intermediate stages between the initial configuration and the final configuration. CP parent is a joint configuration, from which by joint displacements is received the configuration of a new Characteristic Point. Parent of the first CP is the initial configuration, introduced as an input data for the algorithm.
- Seed the configuration assigned to each CP, used later to create new CP's.
- Path all intermediate configurations between the CP and the parent CP or between the Seed and the characteristic point to which it belongs.

Algorithm "Search" is applied for optimizing the configuration of a manipulator in order to achieve the desired position of the end effector. For this purpose displacements of successive members are simulated with a random value, taking into account the avoidance of collision. Sequentially for each member, such value is selected that causes the displacement of the end effector position closest to the set target position. This step is repeated (taking into account the displacements of all members), until obtaining a desired position of the effector or for a specified number of iterations. If the path to the end position cannot be found, the algorithm "Explore" is employed.



Fig. 3.1. The method of calculating the position difference of the end effector [1]

The distance between the current position of the effector, and the expected position is calculated taking into account the difference in the position and orientation (rotation). In the two points defining the positions of the end-effector tip there are placed the unit vectors of end-effector local coordinate systems. The distance between the ends of the same vectors is calculated for two different positions. Value, referred to as the difference in position, is the square root of the sum of squared distances of the same unit vectors in different positions, equation (3.1).

$$d(F_a, F_b) = \sqrt{d_x^2 + d_y^2 + d_z^2}$$
(3.1)

where:

 $d_{x^{2}} d_{y^{2}} d_{z}$  – distances between the ends of unit vectors (Fig. 3.1) in points  $F_{a^{2}} F_{b}$ . For example the distance along axis x is found from equation:

$$d_x^2 = (x_1 - x_1' \cos \theta_i + y_1' \sin \theta_i)^2 + (y_1 - x_1' \sin \theta_i - y_1' \cos \theta_i)^2 + (z_1 - z_1')^2 \quad (3.2)$$

where:

 $x_{j^{p}} y_{j^{p}} z_{j}$  – coordinates of the tip of the vector for the *j*-th axis of the coordinate system for the current effector position.

 $x'_{j}$ ,  $y'_{j}$ ,  $z'_{j}$  – coordinates of the tip of the vector for the *j*-th axis of the coordinate system for the final desired position of the effector.

 $\theta_i$  – angle of the joint rotation.

Algorithm "Explore" generates a random configuration of the manipulator along the followed path. Each *i*-th execution of the algorithm generates Characteristic Point (CP), which is the robot configuration containing information about the path that the manipulator must pass by moving from an earlier CP. New CP is generated by performing the sequence of random movements (within the range of joints and the members, which do not cause collision with each other as well as with the environment) in order to maximize the distance from the end effector to all other PC's. Distances are determined as for the algorithm "Search".

#### 4. Path planning for multi-link surgical manipulator

Surgical manipulator for which the trajectory generator was developed has been designed at the University of Science and Technology. It is a modular manipulator, which allows to create different kinematic configuration adapted to the conditions of surgical operation without the need to construct a new robot.

An exemplary configuration of the arm is shown in Figure 4.1, while the manipulator used for the simulation is shown in Figure 4.2.



75



Fig. 4.2. Model CAD of the manipulator selected for simulation

#### Manipulator workspace and collision detection

The manipulator workspace is defined by the surgeon from CT scans the patient. Doctor on the basis of consecutive photos (sections) of the patient performed in parallel planes defines the polygons with use of points. Polygonal shapes arranged on the following slightly spaced planes, form a kind of tunnel, which builds the manipulator workspace. This specific way of defining the work area has caused the necessity to develop a specific collision detection algorithm.

The input data are defined by:

- number of planes containing the polygons,
- number of vertices of each polygon,
- consecutive coordinates of the polygon vertices,
- minimum distance between the member and an obstacle and between two members.

In the first stage of the algorithm intersections of the planes of successive members are calculated, which contain the consecutive polygons. The system checks whether each point of intersection is contained within the appropriate polygon. If it is not, information on collision is returned. If all intersection points are contained within the polygon, the system checks the minimum distance between the members and the sides of the defined shapes [2]. The last step is to check the minimum distance between each member.

#### Modified algorithm for trajectory generator

The developed algorithm is a modification of Kinematic roadmap. Modifications of the original algorithm result from the limited surgical manipulator workspace and method of its determination. The input data to the algorithm are:

- matrix of Denavit-Hartenberg (DH) notation,
- permissible range of angles,
- item set as an transformation matrix of the effector system relative to the reference,
- initial configuration in the form of joint coordinates,
- number of searched Characteristic Points (CP)
- number of configurations included in the path leading to the CP,
- definition of obstacles
- number of iterations and the accuracy of the algorithm "Search".

Matrix in Denavit-Hartenberg notation must have in each row exactly one parameter, located in the first column – angle of rotation in the joint with the number of that row. Therefore, during transformations between different coordinate systems, all rotations

by a variable angle are performed only around the Z axis. Two main functions used in the algorithm are "Search" and "Explore". The first one is minimizing the distance between the current position of the effector to the desired position. This is determined by finding the minimum of a function of distance between positions, depending on the angular displacement of successive joints. If by using the "Search" the path to the target cannot be found, function "Explore" is activated and it generates a new random path. Objective achieved by the newly generated path is called the characteristic point (CP). Each CP gets a new random point, the so-called Seed and the path to the Seed. In each subsequent execution of the "Explore" one of the Seeds is selected, which becomes the new characteristic point. The resulting CP is then given to the input of "Search" function to find the path to the target. When finding of target fails, once again a new CP is generated and the process is repeated until the desired position is reached.

The task of the function "Search" is to optimize the angular displacement in subsequent joints in terms of distance between positions of an effector, achieved and set. After each movement, it is checked whether it produces a collision between the member and obstacles or other members. If so, the displacement is reduced until the elimination of the collision. Input data to the function "Search" are:

■ information on the structure of the robot in the form of DH notation matrix,

- current position of the coordinates joint,
- the set (end) position,
- search accuracy (acceptable error),
- definition of obstacles.

Optimization of joint displacements is performed at each iteration sequentially in all joints, starting with the first in the kinematic chain.

The "Explore" function selects a new point characteristic of predefined Seeds. In the original algorithm there was chosen a Seed located at a maximum distance from all CPs. It has been found that the generated CPs are located too far away from the set position. To speed up the action of the algorithm a new criterion for selection of a new Seed was developed. The first step in algorithm is to calculate, for each of the Seeds generated previously, the minimum distance between the position reached by the Seed, and positions achieved by each of Characteristic Points. Then the distance between the position reached by the Seed, and the set position point is calculated. At the next stage a coefficient is calculated – the criterion for selection of Seed of a new CP, expressed by the formula:

$$a = \frac{\sqrt{\min\_dist}}{dist^2} \tag{3.1}$$

where:

*min\_dist* – minimum distance between position reached by Seed, and positions achieved by all CPs,

*dist* – the distance between the position reached by Seed, and the set position.

Such Seed is selected for which the coefficient reaches the maximum value. This allows the selection of a new characteristic CP (point), possibly the most distant from

the others. Simultaneously it gives confidence that by generating new CP, the algorithm approaches the target.

Selected Seed (with number k) and the path to the Seed are saved as the CP and a new path to the CP. Then, in place of the Seed there is generated the next new one, by random selection of new path from the CP, who was its "Parent". The final step is random selection of Seed together with the path to newly generated CP. The new path is generated by the random movement (to a certain extent) of following manipulator members. After each randomized rotation (or translation) it is checked whether the collision was caused. If so, the displacement is reduced until the elimination of collisions. After 10 iterations, the displacement is set to zero in order to reduce the algorithm execution time. For each member, the number of movements introduced into the main algorithm is generated. In each case four paths are randomly generated, from which there is selected the one the most approaching to the target. This limitation reduces the path generation time.

A large randomness of paths generated by the algorithm and generated with a large number of small displacements causes the need for a subsequent modification of the path. Global optimization is a broad issue. The method of initial optimization was developed, composed of two stages:

- elimination of track fragments with very small displacements,
- elimination of unnecessary movements (condition of collision avoiding).

In the first stage, an array containing the path generated by the algorithm "Search" is shortened. This is due to the use of a large number of iterations to find the precise desired position. The path has usually more than 1,000 steps, and movements between them are insignificantly small. To reduce large amount of data, only rotations with absolute values greater than 5° are selected. The next step simplifies the path generated by the algorithm "Explore". Since paths are generated randomly, the path contains a lot of unnecessary movements. In order to make the path smooth, an additional algorithm was elaborated that checks following manipulator configurations, whether the elimination of intermediate configuration will not cause a collision in the transition between two configurations.

#### 5. Conclusion

Simulations performed in accordance with the developed algorithm have generated path the manipulator with 11 degrees of freedom in less than 7 minutes. The main advantage of the algorithm is the possibility of finding the trajectory for the set end position with a very limited working space. Definition (description) of a tunnel for the manipulator movement was adapted to the conditions of planning of surgical operations with the use of manipulators. The disadvantage of the developed solution is lack of possibility of checking the existence of solutions to the task. Repeatedly running the algorithm and finding impossibility to find the path in case of repeated failures is a proof of the lack of solution of this problem.

To minimize the number of movements, the path optimization algorithm was developed. It provides a multiple reduction of displacements and path smoothing. Collision detection is the most time-consuming operation of the algorithm. In order to speed up the path generator, other methods for collision detection can be applied in the future, e.g. genetic algorithm [3, 6]. The improvement of the program, running in Matlab, is possible after transfer to other software environment (e.g. C/C++). Use of this software will enable the precise control of the types of variables used and will improve performance of the program.

The work was carried out in the framework of the research project 2376/B/T02/2010/38 MNiSW.

# Summary

The paper presents the path generator algorithm for multi-link manipulator with specified path optimization. Methods for trajectory generation of redundant manipulators are discussed. Description of path optimization methods is given, especially the description of the algorithm, parts of which are based on theory. Precisely described self-developed algorithm has been checked out, including all of its sub-modules and functions of path optimization. The results of the simulation are presented. Finally, the article collects some conclusions and discussion on further opportunities for the development of the project.

Keywords: medical manipulator, redundant manipulator, trajectory planning, path optimization

# Literature

- [1] Ahuactzin J. M., Gupta K. K., *The Kinematic Roadmap: A Motion Planning Based Global Approach for Inverse Kinematics of Redundant Robots*, IEEE Transactions on Robotics and Automation Vol. 15, No. 4, August 1999, 653–669.
- [2] Geometry Algorithms Distance between Lines and Segments with their Closest Point of Approach. http://softsurfer.com/Archive/algorithm\_0106/ algorithm\_0106.htm (26.06.2012).
- [3] Kubota N., Arakawa T., Fukuda T., *Trajectory generation for redundant manipulator using virus evolutionary genetic algorithm*, Proceedings of the 1997 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Albuquerque, New Mexico April 1998, 205–210.
- [4] Li L., Gruver W. A., Zhang Q., Yang Z., *Kinematic Control of Redundant Robots and the Mo*tion Optimizability Measure, IEEE Transactions On Systems, Man, And Cybernetics – Part B: Cybernetics, Vol. 31, No. 1, February 2001, 155–160.
- [5] Sciavicco L., Siciliano B., A Solution Algorithm to the Inverse Kinematic Problem for Redundant Manipulators, Ieee Journal Of Robotics And Automation, Vol. 4, No. 4, August 1988, 403–410.
- [6] Wu H. C., *Evolutionary Computation*, National Kaohsiung Normal University, Taiwan 2001, 59–61, http://www.cs.uml.edu/~giam/91.510/Papers/CHWu2001.pdf.
- [7] Yahya S., Mohamed H. A. F., Moghavvemi M., and Yang S. S., A Geometrical Inverse Kinematics Method for Hyper-Redundant Manipulators, 2008 10th Intl. Conf. on Control, Automation, Robotics and Vision, Hanoi, Vietnam, 17–20 December 2008, 1954–1958.

# Czy roboty zdominują chirurgię XXI wieku?

Wojciech Witkiewicz\*, Jakub Turek\*, Marek Zawadzki\*

## Abstract

Surgery has served people for thousands of years. Last decades have witnessed enormous progress of surgical techniques. With the introduction of laparoscopy, endoscopy and endovascular stents surgery has undergone a remarkable transformation to less invasive procedures. Da Vinci robotic system represents the newest tool in armamentarium of available surgical instruments. The advantages of da Vinci robot include: endowristed instrumentation, four simultaneously working robotic arms and three dimensional view of operative field. These allow surgeons to perform complex surgical procedures using a minimally invasive approach. There are several disadvantages of robotic system. The main drawbacks of this technology are a very high cost, limited range of movements of robotic arms and lack of haptic feedback. Despite these limitations we believe that robotic technology in a very near future will be involved in more and more surgical procedures around the world.

**Keywords:** Directions in robotic surgery, surgical instruments, da Vinci robot, minimally invasive surgery

Pierwsze przekazy dotyczące operacji chirurgicznych pochodzą z 6500 roku p.n.e., z okresu neolitu. Już wtedy wykonywano operacje trepanacji czaszki w przypadku urazów głowy. Wraz z rozwojem cywilizacji, chirurgia rozwijała się przez kolejne wieki w starożytnej Mezopotamii, Egipcie i Grecji. Początkowo stosowane prymitywne narzędzia z brązu, stawały się coraz bardziej precyzyjne i wyrafinowane (Rys. 1). Starożytnym lekarzom nieobce były operacje czaszki, obrzezania, litotomii, wiercenie ubytków w zębach czy amputacji kończyn.



Rys. 1. Starożytne narzędzia chirurgiczne

Przez tysiąclecia istotnymi barierami hamującymi rozwój chirurgii były trzy główne problemy związane z naruszaniem ciągłości powłok ciała: krwawienie, infekcja i ból. Przeszkody te przezwyciężono dopiero w XIX i XX wieku. Chirurdzy stopniowo nauczyli się opanowywać krwawienie. Początkowo poprzez przyżeganie, następnie – stosowanie

<sup>\*</sup> Wojewódzki Szpital Specjalistyczny we Wrocławiu, Ośrodek Badawczo-Rozwojowy.

podwiązek, później pojawiły się narzędzia do koagulacji (zamykania naczyń). W wieku XIX rozpoczęto skuteczną walkę z infekcją rany chirurgicznej. Zrozumiano rolę bakterii chorobotwórczych, aseptyki i antyseptyki pola operacyjnego. W tym samym okresie narodziła się anestezjologia, która w krótkim czasie ewoluowała i dziś jest ważną i niezbędną specjalnością medyczną.

Przełamanie wymienionych barier dało możliwość rozwoju chirurgii. Znajomość anatomii człowieka, doskonalsze instrumenty chirurgiczne i nowoczesna anestezjologia, pozwoliły chirurgom wykonywać coraz bardziej złożone i kompleksowe operacje, takie jak operacje wątroby, trzustki, operacje kardiochirurgiczne czy przeszczepy narządów.

Erę chirurgii małoinwazyjnej zapoczątkował niemiecki chirurg Erich Mühe, który roku 1985 wykonał pierwsze laparoskopowe usunięcie pęcherzyka żółciowego [1]. Początkowo nowa technika operacji została przyjęta sceptycznie przez środowisko chirurgiczne, jednak już kilka lat później była powszechnie stosowana na całym świecie. Dziś trudno wyobrazić sobie, aby niektóre operacje chirurgiczne mogły być wykonywane technika inną, niż laparoskopowa.

Podczas laparoskopii jama brzuszna zostaje wypełniona dwutlenkiem węgla (wytwarzana jest odma otrzewnowa) w celu uzyskania przestrzeni roboczej wewnątrz jamy brzusznej. Następnie poprzez małe cięcia skóry wprowadza się do wnętrza jamy brzusznej kamerę i narzędzia laparoskopowe. Chirurgia laparoskopowa ma wiele zalet, między innymi zmniejsza uraz operacyjny i zapewnia lepszy efekt kosmetyczny. Ma też jednak swoje wady. Podczas laparoskopii chirurdzy używają długich prostych narzędzi które mają ograniczony zakres ruchów. Mogą być zamykane, otwierane oraz rotowane (Rys. 2). Operujący lekarz traci więc możliwość manipulacji w wielu płaszczyznach, jakie oferuje mu ludzka dłoń. Dodatkowo, obraz przekazywany z wnętrza jamy brzusznej, a obserwowany przez operatora na monitorze jest dwuwymiarowy. Trudno jest zatem wykonać złożone czynności operacyjne używając narzędzi laparoskopowych. W rezultacie nauka laparoskopii



Rys. 2. Narzędzia używane w chirurgii laparoskopowej

jest długotrwałym i żmudnym procesem, wymaga od chirurga wykonania kilkudziesięciu do kilkuset operacji jednego typu, aby stać się w nich ekspertem. Pomimo tego, zainteresowanie laparoskopią zarówno ze strony pacjentów, jak i lekarzy nieustannie wzrasta. Coraz większy odsetek procedur chirurgicznych wykonywane jest tą właśnie techniką.

Robotyka jest następnym etapem rozwoju chirurgicznych technik małoinwazyjnych. Jak dotychczas jedynym rutynowo stosowanym robotem chirurgicznym jest system da Vinci (da Vinci Surgical System; IntuitiveSurgical, Sunnyvale, California).Robot da Vinci został wprowadzony do praktyki klinicznej w roku 2000 (Rys. 3).



Rys. 3. Elementy systemu da Vinci

System chirurgiczny da Vinci, choć nazywany robotem, jest w istocie zaawansowanym manipulatorem chirurgicznym. System składa się z 3 elementów: konsoli chirurgicznej, toru wizyjnego i robota, którego ramiona są elementem instalowanym (dokowanym) w jamie brzusznej pacjenta za pomocą portów. Konsola chirurgiczna to miejsce zza którego chirurg steruje ramionami robota. Konsola zaopatrzona jest w binocular, przez który operator obserwuje obraz pola operacyjnego przekazywany z kamery wprowadzanej do wnętrza jamy brzusznej pacjenta. Do sterowania służą manetki i pedały, którymi chirurg uruchamia i steruje ramionami robota. Budowa toru wizyjnego robota nie odbiega istotnie od standardowych torów wizyjnych stosowanych w laparoskopii. Unikalną, a zarazem podstawową część systemu stanowi robot, wyposażony w 4 pracujące ramiona, z których 3 zakończone są narzędziami chirurgicznymi. Na jednym z ramion zamontowana jest kamera. Producent oferuje szeroką gamę narzędzi służących do chwytania tkanek, preparowania, szycia chirurgicznego, cięcia i koagulacji.

Pomimo relatywnie krótkiego czasu od jego wprowadzenia, chirurgia robotowa dynamicznie rozwija się w większości krajów zachodnich i ma ugruntowaną pozycję w urologii, ginekologii, chirurgii ogólnej i onkologicznej [2, 3, 4, 5]. W połowie 2012 r. na świecie działało 2700 konsol robotowych.

Pierwszy w Polsce robot da Vinci został zainstalowany w Wojewódzkim Szpitalu Specjalistycznym, Ośrodku Badawczo-Rozwojowym we Wrocławiu, w grudniu 2010r. W przygotowaniu do rozpoczęcia operacji robotowych zespół chirurgiczny szpitala przebył liczne szkolenia w Europie i w USA. W latach 2010–2013 w naszym szpitalu wykonano łącznie ponad 130 operacji chirurgicznych przy użyciu systemu da Vinci [6].

W naszej opinii sukces robot da Vinci wynika z faktu, że robot oferuje chirurgowi wiele nowych możliwości, które dotąd nie były dostępne w chirurgii małoinwazyjnej. Do najważniejszych zalet należą:



Rys. 4. Instrumenty robotowe typu Endowrist

- Instrumenty typu Endowrist ramiona robota da Vinci wyposażone są w wymienne narzędzia robotowe. Końcówki tych narzędzi stanowią różnorodne instrumenty chirurgiczne, nożyczki, imadła do szycia, narzędzia do chwytania i podtrzymywania tkanek oraz wiele innych. Unikalność narzędzi robotowych wynika z faktu, że posiadają one możliwość naśladowania ruchu nadgarstka. Mogą poruszać się w 7 płaszczyznach i obracać o 540 stopni w osi długiej narzędzia (Rys. 4).
- Cztery równocześnie pracujące w polu operacyjnym ramiona robotowe – chirurg siedzący za konsola robota da Vinci steruje czteroma ramionami robota. Na jednym z ramion zainstalowana jest kamera, a pozostałe trzy ramiona wyposażone są w narzędzia robotowe. Operator sam kieruje kamerę na wybrany sektor pola operacyjnego, jednym z narzędzi odsłania docelowy organ, a następnie pozostałymi dwoma – precyzyjnie

wykonuje operacje. W chirurgii klasycznej lub laparoskopowej kluczową rolę podczas operacji odgrywa doświadczony asystent. W chirurgii robotowej rola asystenta zostaje zminimalizowana i operujący chirurg może być bardziej niezależny.

- Obraz pola operacyjnego przekazywany do konsoli obraz pola operacyjnego jest wysokiej, trójwymiarowej jakości HD. Dodatkowo, obraz pola operacyjnego może być nawet kilkukrotnie powiększony. Dzięki temu operator może identyfikować naczynia i nerwy niemożliwe do zauważenia podczas klasycznej operacji. Operator obserwujący pole operacyjne siedząc za konsolą patrzy dokładnie w miejsce, gdzie powinny znajdować się jego dłonie co dodatkowo ułatwia manipulacje narzędziami robotowymi.
- Konsola robotowa i pozycja operatora chirurg zasiadający za konsolą robota steruje ramionami robota poprzez system manetek i pedałów. Ruchy dłoni i palców są w przenoszone w czasie rzeczywistym na precyzyjne ruchy narzędzi robotowych. Sposób sterowania ramionami robota jest bardzo intuicyjny i nie wymaga długiego okresu uczenia się [7]. Dodatkowo, operator zasiada za konsolą w ergonomicznej komfortowej pozycji a system da Vinci redukuje drżenie jego rąk. Inną przydatną



Rys. 5. Konsola sterująca robota da Vinci

funkcją jest tzw. skalowanie ruchów. System umożliwia zmianę skalowania, co oznacza, że ruch dłoni manetką przetwarzany jest na ruch narzędzia robotowego w stosunku 2:1, 3:1 lub innym w zależności od sytuacji klinicznej (Rys. 5).

 Podwójna konsola sterująca – najnowszy system da Vinci Si jest wyposażony w podwójną konsolę sterującą, która umożliwia jednoczesną pracę 2 chirurgów (np. różnych specjalności przy złożonych operacjach) lub może służyć celom edukacyjnym. W tym wypadku "mistrz nauczyciel" zasiada za jedną z konsol, podczas gdy szkolący się chirurg "uczeń" steruje drugą. Obie konsole dysponują tym samym obrazem pola operacyjnego, a nauczyciel na bieżąco kontroluje poczynania swojego ucznia i może w każdej chwili włączać i wyłączać jego narzędzia robotowe.

System da Vinci nie jest pozbawiony wad. Z punktu widzenia chirurga-praktyka do najistotniejszych należą:

- Wielkość systemu da Vinci system składa się z 3 zasadniczych elementów: konsoli, toru wizyjnego i robota. Wymienione elementy połączone są w integralną całość na sali operacyjnej. Jak wynika z naszej praktyki, sala operacyjna przeznaczona do zabiegów z zastosowaniem robota powinna mieć powierzchnię co najmniej 40m<sup>2</sup>, aby pozwolić na komfortową pracę zespołu chirurgicznego i anestezjologicznego oraz możliwość instalowania robota z każdej ze stron stołu operacyjnego.
- Ograniczony zakres ruchu ramion ramiona robota mają ograniczony zakres ruchów. Jeżeli pole operacyjne jest ograniczone do jednego rejonu anatomicznego jak np. w operacjach prostaty, zakres ruchu ramion robota jest wystarczający. W przypadku operacji np. jelita grubego zakres może obejmować całą jamę brzuszną, co wymaga odłączania robota i zmianę jego pozycji względem stołu operacyjnego. Manewr ten może być czasochłonny i niekiedy trudny dla zespołu chirurgicznego, szczególnie na początku krzywej uczenia (Ryc. 6).



Rys. 6. Ramię robota da Vinci

- **Sposób instalacji robota** po zainstalowaniu ramion robota w ciele pacjenta, pozycja robota oraz pozycja stołu operacyjnego muszą pozostać niezmienione, co stanowi pewną niedogodność podczas operacji brzusznych. Zmiana pozycji stołu operacyjnego jest często wykorzystywana w trakcie operacji laparoskopowych. Jest to istotny element laparoskopowej techniki operacyjnej ponieważ siła grawitacji przemieszczając narządy jamy brzusznej, eksponuje operowany narząd (Rys. 7).
- Brak czucia tkankowego obecna generacja robota nie posiada funkcji "czucia tkankowego"(haptic feedback) i operator musi w czasie operacji polegać wyłączanie na bodźcach wzrokowych. Może to prowadzić do "nowego rodzaju" powikłań śródoperacyjnych. Uszkodzenia tkanek w mechanizmie nadmiernego pociągania są opisywane w literaturze w trakcie początkowej fazy krzywej uczenia chirurgów robotowych. Część chirurgów posiadających duże doświadczenie w chirurgii robotowej uważa jednak, że "czucie tkankowe" może być z powodzeniem zastąpione przez uważną obserwację pola operacyjnego[8].
- Koszt koszt zakupu jak i utrzymania systemu da Vinci jest powszechnie znaną wadą robota. Cena całego systemu kształtuje się na poziomie 1,8–2,2 miliona USD, w zależności od wersji. Dodatkowo, obligatoryjny koszt rocznego serwisu robota da Vinci w USA wynosi około 100 tysięcy USD. Narzędzia robotowe mogą być zastosowane tylko do 10 operacji, po czym zostają utylizowane. Generuje to dodatkowe koszty. W przypadku, używania przy operacji trzech narzędzi robotowych jednocześnie, koszt sprzętu użytego do jednej operacji może wynosić nawet 4–5 tysięcy PLN. Dzięki opisanym powyżej zaletom systemu da Vinci, roboty chirurgiczne sa nowym

cennym narzędziem w arsenale technologii chirurgicznych w XXI wieku. Pamiętać jednak należy, że system da Vinci jest pierwszym powszechnie stosowanym robotem chirurgicznym i posiada również wady. Na podstawie naszych obserwacji, kolejne generacje robota



Rys. 7. Ramiona robota da Vinci podłączone do pacjenta

powinny dążyć w kierunku miniaturyzacji oraz zwiększenia zasięgu ramion robotowych. Pojawiać się będą nowe, doskonalsze narzędzia robotowe: staplery, narzędzia do cięcia i koagulacji i inne. Z punktu widzenia polskiej służby zdrowia i możliwości finansowych systemu opieki zdrowotnej, koszt robota da Vinci i koszt jego utrzymania są największą barierą stojąca na przeszkodzie popularyzacji chirurgii robotowej w Polsce. Szczególną nadzieję pokładamy w konkurencji na rynku producentów robotów medycznych. Współzawodnictwo z pewnością przyczyni się do obniżenia cen sprzętu robotowego, co jest kluczowym warunkiem rozwoju robotyki w naszym kraju.

Nasze dotychczasowe doświadczenia z robotem da Vinci pozwalają przypuszczać, że roboty chirurgiczne będą w przyszłości powszechnie stosowane na salach operacyjnych i staną się jednym z podstawowych narzędzi chirurgii małoinwazyjnej. Roboty będą używane do kompleksowych operacji takich jak: operacje jelita grubego, żołądka, nerek czy gruczołu krokowego. Operacje tego typu wymagają niezwykłej dokładności, preparowania i zaopatrywania dużych naczyń krwionośnych, oraz szycia delikatnych struktur. Wraz z rozpowszechnianiem się robotyki, rola laparoskopii zostanie ograniczona do mniej skomplikowanych operacji, takich jak usunięcie pęcherzyka żółciowego, wyrostka robaczkowego lub naprawa przepukliny. Klasyczna otwarta technika chirurgiczna pozostanie jednak podstawową metodą operacyjną, szczególnie w taki obszarach jak chirurgia urazowa lub naczyniowa.

#### Streszczenie

Chirurgia towarzyszy ludzkości od tysiącleci. W ciągu ostatnich dziesięcioleci rozwój chirurgii przybrał na dynamice. Laparoskopia, endoskopia i techniki chirurgii wewnątrznaczyniowej zmieniły charakter procedur chirurgicznych. System chirurgiczny da Vinci jest obecnie najnowocześniejszym narzędziem używanym w chirurgii małoinwazyjnej. Robota da Vinci cechuje to, że narzędzia chirurgiczne naśladują ruch ludzkiego nadgarstka, równocześnie w polu operacyjnym pracują cztery ramiona robota, a chirurg otrzymuje trójwymiarowy obraz pola operacyjnego z kamery umieszczonej wewnątrz ciała pacjenta. System da Vinci umożliwia wykonanie złożonych i precyzyjnych operacji chirurgicznych sposobem małoinwazyjnym, pomimo tego, że ma ograniczony zasięg ramion i brakuje mu czucia tkankowego. Nie bez znaczenia jest wysoka cena zakupu i koszty eksploatacji urządzenia. Nasze doświadczenia pokazują, że w przyszłości roboty chirurgiczne będą stałym wyposażeniem sal operacyjnych i jednym z podstawowych narzędzi stosowanych w chirurgii małoinwazyjnej.

## Literatura

- [1] Walker R. Jr., The First Laparoscopic Cholecystectomy. JSLS. 2001 Jan-Mar; 5(1), pp. 89–94.
- [2] Waxner S. D., Bergamaschi R., Lacy A., Udo J., Brölmann H., Kennedy R. H., John H., *The current status of robotic pelvic surgery: results of a multinational interdisciplinary consensus conference.* Surg. Endosc., 2009:23, pp. 438–443.
- [3] Ficcara V., Cavalleri S., Novara G. et al., *Evidence from robot-assisted laparoscopic radical prostatectomy: a systematic review*. Eur Urol, 2007 51, pp. 45–55.
- Weinberg L., Rao S., Escobar Pf., *Robotic surgery in gynecology: an undated systematic review*. Obstet Gynecol Int. 2011, 2011:852061.
- [5] Jayne D. G., Culmer P. R., Barrie J., Hewson R., Neville A., *Robotic platforms for general and colorectal surgery*. Colorectal Dis. 2011 Nov.; Suppl. 7, pp. 78–82.
- [6] Witkiewicz W., Gawora P., Dlaczego robot chirurgiczny da Vinci jest potrzebny dla rozwoju polskiej medycyny – pierwsze polskie doświadczenia z zakresu chirurgii robotowej w Wojewódzkim Szpitalu Specjalistycznym we Wrocławiu, w Ośrodku Badawczo-Rozwojowym. Kardiochirurgia i Torakochirurgia Polski 2011; 8, s. 383–386.
- [7] Bokhari M. B., Patel C. B., Ramos-Valadec D. I., Ragupathi M., Haas E. M., *Learning curve for robotic-assisted laparoscopic colorectal surgery*. Surg Endosc. 2011 Mar; 25(3), pp. 855–860. Epub 2010 Aug 24.
- [8] Marecik S. J., de Souza A. L., Prasad L. M., Robotic Colorectal Surgery Teaching and Skill Acquisition. Seminars in Colon & Rectal Surgery, 2009, 20(4), pp. 201–206.

# **Opracowanie nowych technologii** w obszarach chirurgii wspomaganej komputerowo

lózef Kozak\*

# Abstract

Trends in surgery, in both minimally invasive techniques as well as those based on robotics dictate the use of methods that assist the surgeon in the operating field visualization and the spatial orientation of tools during surgery. These methods require careful assessment based on knowledge acquired on the basis of a number of clinical cases. An example of medical technologies, which must be valued, is a computer-assisted surgery using CT or ultrasound and endoscopy, both manual and robotic.

Actually, use of technology aided surgery can be an invaluable aid to the surgeon. Telemanipulator can be used for example to use tools that allow precise take through a biopsy. The use of the ultrasound-guided navigation in supporting a variety of surgical procedures can eliminate inaccuracies due to the movement of the treated tissue during surgery. Combining the navigated ultrasound and the telemanipulator into a single system can significantly improve the accuracy of tools during surgery.

Keywords: Ultrasound, CAS, evidence-based medicine

# 1. Podstawy

## 1.1. Podstawy nawigacji medycznej

W roku 1995 firma Northern Digital Inc., Kanada (NDI Internet) wprowadziła na rynek lokalizujący system wideo-optyczny Polaris. Od tego momentu firma ta zaopatruje w te lokalizatory prawie cały rynek światowy. Polaris odgrywa dużą role w obecnych systemach chirurgii wspomaganej komputerowo (ang. Computer Assisted Surgery, CAS).

Jak będzie szerzej omówione, system CAS ma za zadanie śledzić pozycję narzędzi chirurgicznych, do których zostały przyłączone odpowiednie czujniki z markerami. Czujniki takie (ang. Rigid Body, RB) sa wyposażone w co najmniej trzy markery. Markery pracują w paśmie podczerwieni i albo wysyłają (aktywne diody), albo odbijają (pasywne kulki) promieniowanie podczerwone, jak jest to przedstawione na rysunku 1. Czujniki pasywne w przeciwieństwie do aktywnych są bezprzewodowe.



Rys. 1. Zestaw lokalizujący z czujnikiem pasywnym

<sup>\*</sup> AESCULAP AG, 78532 Tuttlingen, Niemcy; josef.kozak@aesculap.de.

System taki pozwala określić pozycję czujnika o określonej geometrii w układzie współrzędnych lokalizatora.

#### 1.2. Podstawy medycyny opartej na faktach

Począwszy od lat dziewięćdziesiątych ubiegłego wieku coraz większym uznaniem i popularnością na całym świecie cieszą się zagadnienia medycyny opartej na dowodach naukowych oraz ocena technologii medycznych wywodząca się z tej praktyki medycznej. Medycyna oparta na dowodach naukowych to podejście do leczenia pacjenta, które zakłada korzystanie z wyników wiarygodnych badań klinicznych.

Kolejnym zdobywającym coraz większe uznanie aspektem organizacji opieki zdrowotnej jest ocena technologii medycznych. Stwarza ona ogromne możliwości leczenia przy zastosowaniu coraz bardziej zaawansowanych technologicznie środków i narzędzi. Istotny jest dla oceny technologii medycznych rachunek koszt-korzyść, jak się bowiem okazuje stosowanie niezwykle wyrafinowanych metod leczenia nie zawsze przekłada się na znaczącą poprawę stanu zdrowia pacjentów. Wiedza na temat opisanych powyżej zagadnień rozwija się dynamicznie również w Polsce, czego znamiennym przykładem jest utworzenie przez Ministra Zdrowia Agencji Oceny Technologii Medycznych.

Obecnie przedoperacyjne planowanie zabiegu chirurgicznego opiera się na obserwacji stanu pacjenta przez lekarza. Ponadto lekarz przeprowadza akwizycje wyników różnych badań. Wyniki tych obserwacji i oszacowań w większym lub mniejszym stopniu mają charakter subiektywny.

Zdaniem autora usystematyzowany opis metod, mających na celu podniesienie efektywności w nawigacji po dokonanej wcześniej charakterystyce leczenia chorób, może przekonać chirurgów do tego rodzaju zabiegów. Poniżej zostaną przedstawione oryginalne rozwiązania metodyczne i techniczne – głównie własne – pozwalające, z różnych względów, na istotną poprawę jakości chirurgii wspomaganej komputerowo.

#### 2. Rys historyczny chirurgii wspomaganej komputerowo z obrazami CT

Jednym z pierwszych komercyjnych systemów neurochirurgicznych na świecie był system SPOCS\* (Surgical Planning and Orientation Computer System) firmy Aesculap z roku 1992 (rys.2). Zastosowano w nim narzędzia chirurgiczne z aktywnymi i pasywnymi czujnikami lokalizatora Polaris. System ten pozwalał na indywidualnie prowadzenie planowania zabiegu z wykorzystaniem obrazu tomografii komputerowej (CT) lub obrazu tomografii rezonansu magnetycznego (MRI).

Obrazy o wysokiej rozdzielczości uzyskane za pomocą tego systemu służyły zarówno do wygenerowania modelu trójwymiarowego, przykładowo kręgosłupa pacjenta, (rysunki 3a i 3b), jak i do kalibracji położenia narzędzia względem kręgosłupa pacjenta. Przedmiotem analizy tego artykułu jest miedzy innymi działanie systemu SPOCS i badanie efektywności wykorzystania tego systemu w neurochirurgii i chirurgii kręgosłupa.

Jednym z głównych problemów związanych z optycznymi systemami nawigacyjnymi jest konieczność ciągłej obecności markerów w polu widzenia kamery. W toku badań może się także zdarzyć, że czujnik bezprzewodowy ulegnie zabrudzeniu przez krew, przez co może stać się niewidoczny na obrazie kamery [2].

Jednym z pierwszych na świecie nowoczesnych systemów nawigacji niewymagających akwizycji obrazów CT, który znalazł szerokie zastosowanie kliniczne w protezoplastyce stawu kolanowego i biodrowego jest zestaw OrthoPilot\*, wprowadzony przez firmę Aesculap w roku 1999. W przeciwieństwie do wspomnianego systemu do neuronawigacji, dane anatomiczne pacjenta uzyskuje się bez jakiegokolwiek przedoperacyjnie przeprowa-dzonego badania obrazowego. Wykonywane podczas zabiegu ruchy kończyną z zamocowanymi czujnikami umożliwiają określenie przestrzenne środka obrotu stawu biodrowego, kolanowego i skokowego. Możliwość stosowania prowadnic z czujnikami ułatwia dobór właściwego miejsca cięć kostnych. Po zamocowaniu prowadnic cięcia kostne wykonuje się w sposób tradycyjny. Opis procedury nawigacji zestawem OrthoPilot nastąpi w następnym rozdziale.

Innym oryginalnym systemem nawigacji, który powstał w ramach jednego z programów badawczych, była wersja systemu OrthoPilot wykorzystująca obrazowanie USG. W metodzie tej różne aplikacje medyczne sprowadzają się do trójwymiarowej wizualizacji rzeczywistego położenia narzędzia



**Rys. 2.** Plakat przedstawiający możliwości systemu SPOCS firmy Aesculap z roku 1992, który był stosowany w następujących aplikacjach medycznych: neurochirurgii, otolaryngologii i chirurgii kręgosłupa

chirurgicznego w wirtualnej przestrzeni dwuwymiarowej obrazu ultrasonograficznego. Cechy wyróżniające ten system spośród innych to: wykorzystanie ultrasonografii jako obrazowania śródoperacyjnego oraz położenie akcentu na łatwość obsługi. Taki wybór jest podyktowany przede wszystkim relatywnie niskim kosztem, w porównaniu do wykorzystania obrazowania przy pomocy CT czy MRI. Dodatkowo, taki sposób obrazowania



**Rys. 3a.** Obraz na monitorze zestawu SPOCS podczas chirurgii kręgosłupa



**Rys. 3b.** Śródoperacyjna procedura nawigacji zestawem SPOCS podczas chirurgii kręgosłupa

ma znaczną przewagę nad CT, ze względu na uniknięcie negatywnego oddziaływania promieniowania na pacjenta.

# 3. Rys historyczny chirurgii wspomaganej komputerowo bez obrazów CT

Choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego (łac. *arthrosis*) polega na zużyciu i zwyrodnieniu tkanek tworzących staw (rys. 4). Prowadzi ona do uszkodzenia chrząstki stawowej, powstawania wyrośli kostnych (osteofitów) oraz torbieli podchrzęstnych (geodów). Arthrosis jest zespołem chorób dysfunkcji, obrzęku i zniekształcenia stawu oraz uporczywego bólu [5].



Rys. 4. Choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego (łac. arthrosis)

Całościowa (totalna) protezoplastyka stawu kolanowego jest uważana obecnie za metodę standardową leczenia zaawansowanych zmian zwyrodnieniowych kolana. W Europie wykonuje się około 960 tys. zabiegów chirurgicznych w obrębie biodra i kolana rocznie, w tym 100 tys zabiegów kolana w samych Niemczech [6]. Chirurg może przeprowadzać nawet kilka takich operacji dziennie (zabieg trwa zaledwie godzinę). Głównym celem leczenia jest korekcja osi kończyny, która niewątpliwie zależy od poprawnej metody

operacyjnej. Okres przeżycia protezy jest jednym z głównych kryteriów oceny wyników pooperacyjnych. W 90% przypadków czas życia protezy wynosi 15 lat [7]. Ze względu na coraz młodszy wiek pacjentów (ok. 35 lat), którym implantuje się protezy, okres ich



**Rys. 5.** Koślawość (łac. *genu valgum*) lewej kończyny dolnej. Kluczowym celem zabiegu chirurgicznego jest przywrócenie prawidłowej osi kończyny.

przeżycia jest bardzo ważnym czynnikiem, gdyż liczba możliwych implantacji w ciągu życia jest ograniczona do 2 lub 3 z powodu konieczności odbudowy kości kończyny [8]. W związku z czym dąży się, aby wyposażyć rynek w implanty i narzędzia, które opóźniają potrzebę totalnej protezoplastyki stawu kolanowego. Poprzez takie metody jak: osteotomia czy implanty częściowe kolana, udaje się często opóźnić zabieg totalnej protezoplastyki o kilka lat [8]. Przywrócenie prawidłowej osi kończyny jest kluczowym celem tego zabiegu (rys. 5). Można sobie wyobrazić, iż cel ten jest trudny do osiągnięcia przy tradycyjnym zabiegu, w szczególności przy otyłych kończynach. Rozwój chirurgii wspomaganej komputerowo ma na celu przedłużenie okresu przeżycia implantu poprzez zwiększenie dokładności jego osadzania.

Zabieg protezoplastyki wspomagany komputerowo dzieli się na dwie zasadnicze fazy: planowanie przedoperacyjne i nawigację śródoperacyjną. Celem jest zaplanowanie optymalnej operacji naprawczej planowania na podstawie dokładnej i obiektywnej oceny danego schorzenia. Nawigacja śródoperacyjna ma pomóc chirurgowi w osiągnięciu zaplanowanego wcześniej efektu [9]. Ocena geometrii kończyny dolnej w codziennej praktyce lekarskiej planowania przedoperacyjnego opiera się na wykonaniu zdjęć rentgenowskich w określonym położeniu nogi. Są to radiogramy przednio-tylne (AP), na których wskazuje się symetryczną pozycję łękotki, służącą do oceny pozornego kąta torsji kończyny dolnej, a to z kolei pozwala na prawidłowy odczyt informacji dotyczących osi nogi.

Jak już zostało omówione, OrthoPilot stanowi kompletne rozwiązanie pozwalające na nawigację implantu podczas operacji [10]. Największym atutem tego systemu jest brak potrzeby wykonywania przedoperacyjnych tomogramów. "Sercem" zestawu jest jego oprogramowanie, przystosowane do współpracy z chirurgiem. System składa się z trzech zasadniczych bloków: lokalizującego, oprogramowania wraz z komputerem i z czujników (rys. 6). Warto zaznaczyć, że działanie omawianego systemu opiera się na zasadzie lokalizacji przestrzennej czujników, które są wszczepione w kość udową, podudzia oraz połączone z narzędziem wskazującym czy chirurgicznym.

Jak już wcześniej wspomniano, system ten, w przeciwieństwie do systemu w neuronawigacji, wykorzystuje dane anatomiczne pacjenta bez jakiegokolwiek przedoperacyjnie przeprowadzonego badania obrazowego. Wykonywane podczas zabiegu ruchy kończyna z zamocowanymi czujnikami umożliwiają przestrzenne określenie środka obrotu stawu biodrowego, kolanowego i skokowego. Dodatkowy pomiar, za pomocą narzędzia wskazującego, pomaga dobrać odpowiedni rozmiar implantatu i rejestruje dodatkowe parametry geometryczne kończyny. Możliwość stosowania prowadnic z czujnikami ułatwia dobór właściwego miejsca cięć kostnych. Po zamocowaniu prowadnic wykonuje się cięcia kostne w sposób tradycyjny (rys. 6).



**Rys. 6.** Cięcia kostne wykonywane sposobem tradycyjnym po nawigowanym zamocowaniu prowadnic w czasie zabiegu

Stosowanie systemu OrthoPilot opracowanego do totalnej protezoplastyki stawu kolanowego gwarantuje standardyzację i powtarzalność uzyskanych wyników. Porównanie wyników pooperacyjnych protezy wprowadzonej Orthopilotem i konwencjonalnie, wskazuje na przewagę systemu komputerowego [11].

# 4. Chirurgia wspomagana komputerowo nawigowanym USG w otolaryngologii

Przy zabiegach otolaryngologicznych dąży się do uniknięcia, w miarę możliwości, usuwania zdrowych fragmentów węzłów chłonnych. W tym celu, zespół z udziałem autora, postanowił opracować system nawigacyjny wspomagający biopsję laryngologiczną. Dzięki wykorzystaniu tej procedury możliwe jest usunięcie tylko patologicznie zmienionych węzłów chłonnych. System ten ma ponadto chronić przed uszkodzeniem ważne struktury w polu operacyjnym, np. nerwy (rys. 7).



Rys. 7. Pole chirurgiczne w otolaryngologii

Ultradźwiękowy system nawigacyjny do chirurgii laryngologicznej powstał w ramach międzyuczelnianej i międzynarodowej współpracy pomiędzy Zakładem Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej Politechniki Wrocławskiej, firmą Aesculap oraz Klinik der Johann-Wolfgang Goethe Universytät Frankfurt [4] i [12]. W dowód uznania za opracowane systemy, między innymi w zakresie zabiegów laryngologicznych, Prezes Rady Ministrów Rzeczypospolitej Polskiej przyznał Zespołowi pierwszą nagrodę za wybitne krajowe osiągnięcie naukowo-techniczne za rok 2010.

Pierwszym założeniem przy tworzeniu systemu OTRAS (Otolaryngological TRAcking System) była wizualizacja rzeczywistego położenia narzędzi chirurgicznych w wirtualnej przestrzeni dwuwymiarowej względem obrazu uzyskanego z ultrasonografu; drugim zaś było opracowanie mnemotechnicznego i w pełni funkcjonalnego interfejsu sprzężonego z systemem urządzeń peryferyjnych [13].

Zadanie opisywanego systemu polega na wspomaganiu wykonywania biopsji chirurgicznych w rejonie szyi poprzez wizualizację pozycji narzędzia chirurgicznego, względem Regionu Zainteresowania (ang. *Region of Interest*, ROI), który jest fragmentem obrazu ultrasonograficznego, uznanym przez przeprowadzającego operację jako patologiczny. W związku z tym przyjęto szereg założeń technicznych oraz funkcji ułatwiających przeprowadzanie zabiegu, takich jak:

- możliwość wyboru operowanej tkanki jako rejonu zainteresowania i śledzenie jej położenia,
- podgląd obrazu ultrasonograficznego w czasie rzeczywistym,
- podgląd trajektorii narzędzia chirurgicznego w trakcie zabiegu,
- wprowadzenie wskaźników korekcji położenia narzędzia względem operowanej tkanki,
- mnemotechniczny i nieskomplikowany interfejs użytkownika,
- autokalibracja narzędzia chirurgicznego.

Głównymi celami systemu, podobnie jak w poprzednio omówionych systemach, są: (1) zwiększenie precyzji zabiegu, (2) skrócenie czasu trwania zabiegu i (3) zmniejszenie inwazyjności zabiegu.

Elementy składowe systemu są przedstawione na rysunku 8: komputer wraz z oprogramowaniem, system lokalizujący Polaris, ultrasonograf 'Echo Blaster 128' litewskiej firmy Telemed, 40-milimetrowa głowica 'HL9.0/40/128Z' południowo-koreańskiej firmy Prosonic oraz narzędzie do biopsji firmy Cameco LTD., London.





Cechy wyróżniające ten system spośród innych to: wykorzystanie ultrasonografii jako obrazowania śródoperacyjnego oraz położenie nacisku na łatwość i mnemotechniczność obsługi. Taki wybór podyktowany jest przede wszystkim relatywnie niskim kosztem w porównaniu z wykorzystaniem obrazowania przy pomocy fluoroskopu lub śródoperacyjnego MRI. Dodatkowo, taki sposób obrazowania ma znaczną przewagę nad fluoroskopem, ze względu na uniknięcie narażenia pacjenta na szkodliwe promieniowanie jonizujące. Prace badawczo-rozwojowe nad zintegrowaniem tego typu systemu z robotem chirurgicznym prowadzi autor we współpracy z Fundacją Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi w Zabrzu.

Interfejs użytkownika i procedurę przeprowadzania zabiegu za pomocą systemu OTRAS zaprojektowano z myślą o łatwości obsługi. Zmniejszono liczbę zbędnych elementów wokół pola obrazowania i pominięto, w przekazie do użytkowników, informacje w formie liczb. Przebieg operacji został poprzedzony procedurą wstępną, która w kilku prostych krokach pozwala na przygotowanie systemu do zabiegu. Sam proces wspomagania operacji ma na



Rys. 9. Biopsja węzła chłonnego na zwłokach

celu wizualizację położenia końcówki narzędzia chirurgicznego względem położenia ROI, poprzez ich reprezentacje graficzne. W ten sposób reprezentowany jest kąt, pod jakim narzędzie chirurgiczne zbliża się do ROI. Zmiana odległości odpowiada zmianie koloru reprezentacji graficznych. Na rysunku 9 pokazano chirurga podczas pobierania wycinka z węzła chłonnego na zwłokach.

# 5. Techniki minimalnie inwazyjne w chirurgii

Przykładem medycyny opartej na faktach jest również endoskopia umożliwiająca precyzyjne wykonanie zabiegu techniką minimalnie inwazyjną. Porównanie takiego zabiegu z klasyczną operacją chirurgiczną przedstawiono na rysunkach 10 i 11. Podczas klasycznego zabiegu chirurgicznego wzrok chirurga skierowany jest na pole chirurgiczne, co w przypadku zabiegu techniką minimalnie inwazyjną nie jest możliwe. Dlatego techniki minimalnie inwazyjnę w chirurgii (ang. MIS) nazywa się chirurgią przez dziurkę od klucza. Endoskopia wykorzystywana jest głównie do wziernikowania jamy otrzewnej (laparoskopia), wziernikowania jamy opłucnej (torakoskopia), wziernikowania wnętrza stawów (artro-skopia), oraz do dostępu transwaginalnego (ginekologia endoskopowa).



Rys. 10. Pole operacyjne podczas operacji klasycznej

Rys. 11. Pole operacyjne podczas operacji endoskopowej

Innym przykładem medycyny opartej na faktach jest chirurgia wspomagana komputerowo z manipulatorem, która umożliwia precyzyjne wykonanie zabiegu techniką minimalnie inwazyjną.

Robot umożliwia precyzyjną lokalizację narzędzi chirurgicznych. W Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi w Zabrzu rozwijany jest prototyp polskiego robota kardiochirurgicznego Robin Heart (rys. 12), który ma umożliwić wykonywanie operacji z większą precyzją przy minimalnej inwazyjności. Zabrze jest również siedzibą Międzynarodowego Stowarzyszenia na rzecz Robotyki Medycznej.

Nasuwa się tu pytanie:

Jakie korzyści może przynieść, pacjentom i chirurgom, optymalizacja omówionych w poprzednich rozdziałach rozwiązań poprzez wprowadzenie robota?

Precyzja zabiegów otolaryngologicznych z wykorzystaniem opisanego ultradźwiękowego systemu nawigacyjnego jest ograniczona przez:



Rys. 12. Robot Robin Heart z Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi w Zabrzu

- drgania ręki, która trzyma igłę,
- drgania ręki, która trzyma głowicę USG,
- trudności zachowania trajektorii po prostej a w konsekwencji możliwość wygięcia igły.

Wykorzystanie zestawu do nawigacji w otolaryngologii (rys. 13), umożliwiającego przeprowadzenie zabiegu usuwania węzłów chłonnych za pomocą robota Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi w Zabrzu, wyeliminowało wyżej wymienione ograniczenia, co w rezultacie pozwoliło na nawigację narzędzia z dokładnością < 1 mm, zachowanie trajektorii po prostej, jak również zwiększenie ergonomii pracy lekarza.

Roboty medyczne, nawigacja śródoperacyjna, techniki komputerowe wykorzystujące obrazowanie, jak i nawigowana ultrasonografia mogą być narzędziami dla chirurga w praktykowaniu medycyny opartej na faktach.



**Rys. 13.** Zestaw do nawigacji z telerobotem, który umożliwia przeprowadzenie zabiegu otolaryngologicznego

#### Streszczenie

Tendencje chirurgii, zarówno w technikach minimalnie inwazyjnych jak i w tych opartych na robotyce narzucają stosowanie metod, które wspomagają chirurga w wizualizacji pola operacyjnego i orientacji przestrzennej narzędzi podczas zabiegu. Metody te wymagają rzetelnej oceny na podstawie wiedzy zgromadzonej na bazie określonej liczby przypadków klinicznych. Przykładami technologii medycznych, które muszą podlegać takiej ocenie są chirurgia wspomagana komputerowo wykorzystująca tomografię komputerową lub ultrasonografię oraz endoskopia, zarówno manualna jak i zrobotyzowana.

Właściwie zastosowane technologie wspomagania chirurgii mogą być nieocenioną pomocą dla chirurga. Telemanipulator może służyć przykładowo do obsługi narzędzi i głowicy USG, które umożliwiają precyzyjne przeprowadzenie biopsji. Stosowanie nawigowanego USG we wspomaganiu różnych zabiegów operacyjnych pozwala wyeliminować niedokładności wynikające z przemieszczania się operowanej tkanki podczas zabiegu. Łącząc telemanipulator z nawigowanym USG w jeden system można znacząco zwiększyć dokładność orientacji przestrzennej narzędzi podczas zabiegu.

## Literatura

- Haßfeld S. et al., 3-D Planning and Instrument Navigation in Oral and Maxillofacial Surgery. International Society for Computer Aided Surgery Vol. 2, No. 2, 1995.
- [2] Heinrich A., Genauigkeitsuntersuchung von Localizersystemen in der medizinischen Navigation, Hochschule Aalen, Diplomarbeit 29.08.2008.
- [3] Hauser R. et al., Computerunterstützte Chirurgie der Nasennebenhöhlen mit einem optoelektronischen Ortungssystem, *Laryngo-Rhino-Otol.* 75 (1996): 199–207.
- [4] Helbig M. et al., Intraoperative endosonographisch gesteuerte Resektion von Zungen-karzinomen. HNO 2005; 53:631–36.
- [5] Góralczyk B. et al., Choroba zwyrodnieniowa stawów, 'Medycyna Rodzinna' zeszyt 10 (2/2000), Wydawnictwo Medyczne, Borgis.
- [6] BMBF, Studie zur Identifizierung von Innovations-hürden in der Medizintechnik, Zusammenfassung erstellt im Auftrag des Bundesministeriums für Bildung und Forschung (BMBF) durch VDI/VDE Innovation + Technik GmbH, Deutsche Gesellschaft für Biomedizinische Technik im VDE, IGM Institut Gesundheitsökonomie und Medizinmanagement, Hochschule Neubrandenburg, November 2008.
- [7] Gebhard F et al., Computernavigation am Kniegelenk, was können wir erwarten? *Zentralbl Chir.* 2005; 130: 321–326.
- [8] Kiefer H., Navigation gibt Sicherheit. Gibt die Navigation einen wirklichen Vorteil im Implantate-Einbau? *Implant* 1: 5–6, (2000).
- [9] Mielke R. K. et al., Navigation in der Knieendo-prothetik vorlaufige klinische Erfahrungen und prospektiv vergleichende Studie gegeniiber konventioneller Implantationstechnik. Z Orthop 139: 109–16, (2001).
- [10] Clemens U. et al., Computer assisted navigation with the OrthoPilot-System and the Search-Evolution knee prosthesis. Results of a multicenter study. In: Navigation und Robotik in der

*Gelenk – und Wirbelsäulenchirurgie* (Hrsg) Konermann W., Haaker R. G., Springer Berlin Heidelberg New York 2003; 207–216.

- [11] Górecki A., Kowalski M., Protezoplastyka stawu kolanowego z zastosowaniem systemu nawigacji komputerowej OrthoPilot, Ortopedia traumatologia Rehabilitacja, 2004; Vol. 6, 456–460.
- [12] Helbig M., Krysztoforski K., Krowicki P., Helbig S., Gstoettner W., Kozak J., Development of prototype for navigated real-time sonography for the head and neck region, *Head & Neck*, Copyright © 2004 Wiley Periodicals, Inc., A Wiley Company; 2008 Feb; 30(2): 215–21.
- [13] Helbig M., Krysztoforski K., Kroll T., Kucharski J., Popek M., Helbig S., Gstoettner W., May A., Kozak J., Navigation Supported and Sonographically Controlled Fine-Needle Puncture in Soft Tissues of the Neck; *Ultrasound in Medicine and Biology*; Volume 35, Issue 3, Pages 353–528; March 2009.

# Ocena napędów firmy Faulhaber pod kątem projektowania układu sterowania robota chirurgicznego ROCH-1

Marcin Grochowina\*, Ryszard Leniowski\*, Lucyna Leniowska\*

#### Summary

This paper presents an original approach to the assessment of the quality of miniature Faulhaber motors used as the surgical robot ROCH-1 drives. They work with a dedicated motion controller SC1801P353 produced by the same company. For this purpose a small test set-up with modular construction has been built. In this way an easy hardware implementation and configuration is obtained to support different units. The control set is from a program running on a PC via the I / O module, which is connected to the USB port and SC1801P353 driver. Driver appears as a set of communication registers. The results show that the 0308 series engine, which does not have a Hall sensors can not be controlled by the recommended controller SC1801P3530. The observed speed fluctuations are in 20% speed range.

Keywords: Motion control, Miniature servosytem, surgical robots.

## 1. Wprowadzenie

Większość używanych obecnie narzędzi laparoskopowych i lanc robotów chirurgicznych oferuje ograniczony zestaw ruchów efektora (ugięcie, obrót), co bardzo ogranicza możliwe do wykonania manewry. Opracowany w ramach realizacji projektu badawczego robot ROCH-1 [1], przeznaczony do wspomagania chirurgii małoinwazyjnej, zbudowany jest z 6 modułów, o zróżnicowanych długościach i o średnicach ok. 10 [mm], połączonych przegubami. Poszczególne człony wyposażone są w mechaniczny interfejs, zapewniający modułowość konstrukcji. Jako napędy przegubów zastosowano silniki bezszczotkowe BLDC o średnicach: 12 [mm] – do obrotu bazy, 6 [mm] i 3 [mm] – napędzające przeguby oraz piezonapędy, które poruszają kiścią chwytaka. Robot zaprojektowano z wykorzystaniem silników firmy Faulhaber [2]. Jest to jeden z dwóch producentów na świecie, posiadających w ofercie silniki nawet o średnicach 1,9 [mm], do których można dopasować przekładnie planetarne oraz mechanizmy liniowe. Aby skompletować napęd, firma Faulhaber oferuje również sterowniki ruchu o bardzo niskich napięciach zasilania.

Wydawać by się mogło, że dysponując podzespołami składowymi wystarczy uporać się z problemami wynikającymi z miniaturyzacji konstrukcji aby skonstruować prawidłowo działające przeguby prototypu robota. Niestety, z uwagi na pionierski charakter konstrukcji i brak jakichkolwiek udokumentowanych wyników badań nad mikrona pędami

<sup>\*</sup> Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Rzeszowska, Instytut Techniki, Zakład Mechatroniki, Automatyki i Optoelektroniki, Uniwersytet Rzeszowski.

współpracującymi z przekładniami o bardzo dużym przełożeniu, należało we własnym zakresie zbadać jakość mikronapędów i sterowników ruchu, zwłaszcza w zakresie nawrotów i małych prędkości ruchu.

Praca prezentuje wyniki badań dotyczących zagadnień sterowania miniaturowych silników firmy Faulhaber za pomocą dedykowanych kontrolerów ruchu. Badane są charakterystyki prędkościowe napędów na podstawie sensorów hallotronowych oraz przebiegi napięć indukowanych w uzwojeniach, które pozwalają określić profile napięć sterujących stojana. Dzięki przeprowadzonym testom udało się uzyskać odpowiedź dotyczącą przydatności oferowanych podzespołów do konstrukcji robota ROCH-1. W badaniach wykorzystano własne rozwiązanie miniaturowej "hamowni" o modułowej konstrukcji, współpracującej z komputerem PC i uruchamianym na nim oprogramowaniem. Oprogramowanie ma charakter roboczy i powstało przy wykorzystaniu bezpłatnych bibliotek i środowiska *Java*.

## 2. Istniejące rozwiązania sprzętowe



**Rys. 1.** Mikrosilniki BLDC Faulhaber, od góry model 0308, 0620 i 1226 Źródło: własne.

Silniki produkowane przez firmę Faulhaber użyte do napędu robota chirurgicznego ROCH-1 charakteryzują się niewielkimi rozmiarami – najmniejszy z nich, typ 0308, ma zaledwie 3 mm średnicy i 12 mm długości (rys. 1). Niewątpliwą ich zaletą są zintegrowane przekładnie planetarne o przełożeniu 1:256 (silniki 0308 i 1226)

oraz 1:1024 (silnik 0620), które obniżając prędkość obrotową pozwalają uzyskać relatywnie duży jak na tak niewielkie gabaryty moment obrotowy na wale napędowym przy prędkościach rzędu pojedynczych obrotów na sekundę.

Modele 0620 oraz 1226 posiadają wbudowane hallotrony cyfrowe, służące do określania położenia wirnika, co pozwala na efektywniejsze sterowanie, szczególnie w zakresie niskich prędkości i podczas rozruchu. Silnik 0308 nie posiada żadnych czujników, przez



**Rys. 2.** Sterownik Faulhaber SC1801P3530 Źródło: własne.

co wymaga specjalnych algorytmów sterujących podczas rozruchu. Sprawność większych modeli sięga 70%, niestety dla 0308 wynosi zaledwie 17%.

Do sterowania silnikami producent oferuje własne miniaturowe sterowniki typu Faulhaber SC1801P3530 (rys. 2).

Jest to dedykowane urządzenie o stosunkowo dużych możliwościach, które nie wymaga podczas eksploatacji ingerencji ze strony użytkownika i potrafi obsługiwać następujące typy silników:

- silniki BLDC z cyfrowymi hallotronowymi czujnikami położenia wirnika,
- silniki BLDC bez czujników położenia wirnika,
- silniki DC z enkoderem przyrostowym
- silniki DC bez czujników.

Standardowo sterownik jest skonfigurowany na obsługę silników BLDC z czujnikami hallotronowymi. W celu obsługi innego rodzaju silników wymagana jest zmiana konfiguracji za pomocą dedykowanego oprogramowania dostarczanego przez producenta. W przypadku pracy z silnikami BLDC nie posiadającymi czujników, informacja o położeniu wirnika

jest pozyskiwana na podstawie wartości siły elektromotorycznej indukowanej w nie zasilanym w danej chwili uzwojeniu stojana. Jednak przy rozruchu silnika informacja ta jest niedostępna, co utrudnia uzyskanie synchronizmu i wydłuża czas rozruchu nawet do kilku sekund.

Sterownik wyposażony jest w zestaw złącz (rys. 3) służących do podłączenia silnika oraz nadrzędnego układu zarządzającego.

Opis sygnałów złącz zawiera tabela 1.



**Rys. 3.** Złącza sterownika Faulhaber SC1801P3530 Źródło: Faulhaber.

Numer pola	Nazwa sygnału	Opis sygnału
1	Up	zasilanie elektroniki sterownika (4–18 V DC)
2	Umot	zasilanie obwodu silnika (falownika) (1,8–18 V DC)
3	GND	masa układu
4	Unsoll	analogowe wejście sterujące prędkością obrotową silnika (0-10 V DC)
5	DIR	cyfrowe wejście sterujące kierunkiem obrotów silnika (TTL lub PLC)
6	FG	wyjście cyfrowe
9-11	MotC – MotA	wyjścia falownika
12	SGND	masa układu czujników
13	Vcc	5 V DC – zasilanie układu czujników
14-16	SensC – SensA	wejścia sygnału z czujników położenia wirnika

Tabela 1. Opis złącza sterownika Faulhaber SC1801P3530

Z punktu widzenia projektanta serwomechanizmu, bardzo istotny jest sygnał FG. Jest on różnie interpretowany w kontekście sprzężonego ze sterownikiem typu silnika. Dla silników BLDC sygnał FG ma przebieg prostokątny o częstotliwości proporcjonalnej do prędkości obrotowej silnika (rys. 4). Dla silników DC sygnał ten oznacza informację o wystąpieniu błędu (przeciążenia napędu).



Rys. 4. Przebieg prostokątny na wyjściu FG

Źródło: własne.

Sterowanie prędkością obrotową silnika może odbywać się na dwa sposoby. Pierwszy (nazywany analogowym) polega na podawaniu na wejście *Unsoll* napięcia stałego o wartości mieszczącej się w przedziale <0,+10>[V]. Drugi sposób (nazywany cyfrowym) polega na podawaniu na wejście *Unsoll* sygnału PWM o częstotliwości z przedziału <0,5, 18>[kHz]. Sterowanie prędkości sygnałem PWM może być bardziej użyteczne w aplikacjach, w których używanie analogowych przebiegów o amplitudzie przekraczającej napięcie zasilania układów cyfrowych jest kłopotliwe. Aby zapobiec indukowaniu zakłóceń, producent zaleca przestrzegać ograniczenia długości przewodów połączeniowych pomiędzy



**Rys. 5.** Struktura wewnętrzna mikrokontrolera (8051330 Źródło: Silicon Laboratories Inc.

sterownikiem a silnikiem, którą ustalono na 30 cm. Przy dłuższych połączeniach mogą wystąpić zniekształcenia sygnałów sterujących powodujących niestabilność pracy silnika.

Sercem sterownika SC1801P3530 jest mikrokontroler C8051F330, którego strukturę pokazuje rysunek 5. Jest to układ o zmodyfikowanym rdzeniu 8051 pozwalający uzyskać wydajność do 1MIPS/MHz. Zawarty w jego strukturze 16 bitowy PCA (*Programable Counter Array*), z potrójnym blokiem *compare*/ *capture* pozwala na efektywne sterowanie trójfazowym falownikiem, zbudowanym w postaci potrójnego półmostka z tranzystorami typu MOSFET.

Producent dostarcza oprogramowanie *MotionManager* służące do elastycznej konfiguracji sterownika. Przy jego użyciu można wybrać typ obsługiwanego silnika, typ czujników położenia wirnika, sposób sterowania prędkością obrotową (DC/PWM), prędkość maksymalną, ograniczenia prądu zasilającego silnik oraz inne zaawansowane funkcje.

# 3. Stanowisko testowe układów napędowych

Dla celów testowych stworzony został zestaw uruchomieniowy umożliwiający połączenie silnika ze sterownikiem oraz nadrzędnym kontrolerem (PC z dedykowanym oprogramowaniem). Zestaw taki powinien cechować się elastycznością i prostotą dostosowania do obsługi różnych jednostek napędowych co uzyskane zostało dzięki budowie modułowej (rys. 6).



Rys. 6. Modułowa budowa zestawu uruchomieniowego, a) schemat blokowy, b) płyta główna, Źródło: własne.

Płyta główna zapewnia podstawę mechaniczną, napięcie zasilające +12 V oraz zestaw złącz umożliwiających podłączenie sterownika, modułu silnika oraz zewnętrznych sygnałów sterujących. Ponieważ różne typy silników wymagają innych napięć zasilających, stabilizator dostarczający napięcia do falownika zasilającego cewki silnika zamontowany jest wraz z nim na jednym module. Dzięki temu nie jest możliwe zasilenie silnika zbyt dużym napięciem mogącym go uszkodzić. Sterowanie zestawem odbywa się za pomocą programu uruchomionego na komputerze PC (rys. 7) za pośrednictwem modułu cdc-IO [5], który podłączony do portu USB widoczny jest jako port szeregowy. Umożliwia on dostęp do sprzętowych rejestrów mikrokontrolera Atmel attiny2313,głównego podzespołu elektronicznego modułu cdc-IO (rys. 7).



Rys. 7. Przepływ sterowania pomiędzy elementami systemu

Źródło: własne.

Za jego pomocą kontrolowane są parametry pracy silnika oraz odbierany jest sygnał zwrotny z informacją o prędkości obrotowej. Sterowanie kierunkiem obrotów odbywa się poprzez wystawienie odpowiedniego stanu logicznego na wejście DIR sterownika SC1801P3530, 8-bitowy sygnał PWM o częstotliwości 750 [Hz] podany na wejście *Unsoll* steruje prędkością obrotową, zaś pomiar zwrotny prędkości obrotowej odbywa się poprzez zliczanie w zadanym czasie impulsów wystawianych na wyjściu FG sterownika. Komendy dla modułu cdc-IO wydawane są w postaci tekstowej i zapisane w konwencji odwrotnej notacji polskiej. Przykładowy zestaw komend inicjalizujących mikrokontroler do pracy wygląda następująco:

"ff 37 =∖n″	<pre>//DDRB = 0xff – portB ustawiony jako wyjście</pre>
"c3 50 =∖n″	//TCCR0A = 0xc3 – trybocrAtimera 0
"03 53 =\n″	//TCCR0B = 0x03 - preskaler = 64
"00 56 =\n″	//OCR0A = 0x00 – brak przebiegu wyjściowego (0 na wyjściu)
"00 4f =∖n″	//TCCR1A = 0x00 – tryb timera 1 zwykły
"00 4e =∖n″	//TCCR1B = 0x00 – odłączony od zegara

W pierwszej kolejności wysyłana jest wartość jaka ma być zastosowana do operacji na porcie, którego adres jest przesyłany jako drugi w kolejności, na końcu przesyłana jest komenda – w tym przypadku "=" co oznacza zapis do portu. Możliwe są również operacje logiczne and (komenda &), or (komenda |) oraz xor (komenda ^). Odczyt wartości ze wskazanego portu uzyskuje się wysyłając adres portu i komendę "?":

```
"4c ?\n" //odczyt młodszego bajtu timera1 – TCNT1L
"4d ?\n" //odczyt starszego bajtu timera1 – TCNT1H
```

Wynik jest zwracany w postaci jednej linii tekstu, zawierającej jednobajtową liczbę szesnastkową oraz znak końca wiersza.



**Rys. 8.** Roboczy interfejs oprogramowania testującego Źródło: własne.

Funkcjonalność programu sterującego, uruchamianego na komputerze PC, jest bezpośrednio związana z informacją pozyskiwaną (pomiar) i wysyłaną (sterowanie) do sterownika SC1801P3530. Nie licząc elementów związanych z obsługą portu komunikacyjnego, oprogramowanie udostępnia typowe funkcje dla prędkości obrotowej, sprzężone z prostym interfejsem użytkownika (rys. 8). Dostępne są przyciski ustawiające kierunek obrotów silnika, jego start oraz zatrzymanie, suwak umożliwiający zadanie prędkości obrotowej a także wskaźnik zmierzonej prędkości obrotowej

silnika liczonej w skali 1000 razy ilość obrotów na minutę (RPM).W celu wyeliminowania przepięć spowodowanych gwałtownym włączeniem bądź wyłączeniem silnika, szczególnie przy wysokich prędkościach obrotowych, zaimplementowana została funkcja "miękkiego" startu i stopu.

Program został napisany w języku Java, dzięki czemu może być uruchamiany pod kontrolą dowolnego systemu operacyjnego, dla którego istnieje środowisko uruchomieniowe Javy.

# 4. Wyniki testów napędu

Dla silników wyposażonych w hallotronowe cyfrowe czujniki położenia wirnika, sterownik jest w stanie określić położenie wirnika w każdej chwili z dokładnością do 1/3 obrotu. Użycie hallotronów analogowych pozwoliłoby na zwiększenie dokładności pomiaru, jednak w przypadku miniaturowych silników jest to trudny problem techniczny. Ponadto dla silników współpracujących z przekładniami o dużym przełożeniu,

niższa dokładność pomiaru prędkości jest dopuszczalna. Przykładowo, dla silnika z przekładnią o przełożeniu 1:256 można określić kąt obrotu wału z dokładnością do 0,46 stopnia, co zazwyczaj jest wartością wystarczającą. W przypadku silników bez czujników Halla (model 0308),ustalenie położenia wirnika nie jest możliwe, gdy silnik nie pracuje. W związku z tym, w momencie rozruchu może wystąpić obrót wirnika w kierunku przeciwnym niż pożądany, nie więcej jednak niż o pół obrotu. Dla silników z przekładnią daje to przesunięcie o ułamkowe części stopnia, co w większości zastosowań można zaniedbać. Gdy silnik pracuje, informacja o położeniu wirnika uzyskiwana jest na podstawie analizy siły elektromotorycznej indukowanej w nie zasilanym w danym momencie uzwojeniu. Wartość SEM jest tym większa, im większa jest prędkość zmian pola magnetycznego wytwarzanego przez wirnik, dlatego też przy niewielkich prędkościach obrotowych silnik może pracować niestabilnie ze względu na nieprecyzyjne określenie położenia wirnika (rys. 9). Niestabilność pracy przejawia się w postaci powtarzających się w nierównomiernych odstępach czasu cykli uruchomienia i zatrzymania silnika. Jest to niekorzystna własność układu.



**Rys. 9.** Fluktuacje prędkości obrotowej silnika bez czujników położenia wirnika przy małych prędkościach Źródło: własne.

Silniki wyposażone w czujniki położenia wirnika mogą pracować w trybie bezczujnikowym, wówczas informacja z hallotronów jest ignorowana. W przypadku badanych silników minimalna prędkość stabilnej pracy w trybie bezczujnikowym wynosiła około 1000 RPM dla silników serii 0620 i 1226 oraz około 9000 RPM dla silnika serii 0308.

Informację o zmianie położenia kątowego można uzyskać zliczając impulsy pojawiające się na wyjściu FG sterownika. Przebieg pojawiający się na tym polu może, w zależności od konfiguracji sterownika, zawierać 1, 3 lub 6 impulsów na każdy obrót wirnika i pozostaje w ścisłej zależności czasowej z przebiegami sterującymi uzwojenia stojana silnika oraz odczytami czujników, jeżeli oczywiście silniki je posiadają. Rysunek 10 pokazuje zarejestrowane przebiegi dla tej konfiguracji sprzętu. Sygnały zwrotne z czujników hallotronowych dla faz A B i C przedstawiają przebiegi D0, D1 i D2, D3 jest obrazem sygnału FG, natomiast 1 i 2 przedstawiają przebiegi napięcia na wyjściach faz A i B falownika. Pracując w trybie z czujnikami położenia wirnika sterownik jest w stanie ustabilizować prędkość obrotową na poziomie 100 RPM, lub nawet nieco niższym. Jednak przebiegi obserwowane podczas pracy z niewielkimi prędkościami są wyraźnie nieregularne i odkształcone, co pokazuje rys. 11.



 Rys. 10. Przebiegi wejściowe i wyjściowe sterownika podczas pracy w trybie z czujnikami położenia wirnika
 Rys. 11. Przebiegi wejściowe i wyjściowe sterownika podczas pracy silnika z bardzo małymi prędkościami

 Źródło: własne.
 Źródło: własne.

Uzyskanie bardzo niskich prędkości obrotowych jest możliwe jedynie dla bardzo ograniczonych warunków, tj. takich, w których napięcie sterujące na wejściu *Unsoll* jest nie mniejsze od (0,3–0,5) [V]. Dla napięć o większych amplitudach oraz w przypadku sterowania sygnałem PWM, silniki pracują stabilnie, a ich prędkość obrotowa pozostaje w liniowej zależności do wartości napięcia *Unsoll* lub współczynnika wypełnienia sygnału PWM (rys. 12).



Rys. 12. Zależność prędkości obrotowej silnika od wartości napięcia Unsoll

Źródło: własne.

Dla napięcia Unsoll o wartości poniżej 0,3 [V] oraz dla sygnału PWM o współczynniku wypełnienia poniżej 2% silnik nie pracuje.

Przebieg napięcia na uzwojeniach stojana silnika generowany jest za pomocą sygnału PWM o częstotliwości 96 [kHz], a jego kształt, po zastosowaniu filtru
dolnoprzepustowego eliminującego przebieg nośny PWM, jest zbliżony do profilu trapezowego (rys. 13).



**Rys. 13.** Przebiegi napięcia na uzwojeniach stojana (jedna faza) dla różnych prędkości obrotowych, a) 15 000 RPM, b) 30 000 RPM (kolor niebieski – sygnał PWM 96 kHz, kolor różowy – sygnał po filtracji) Źródło: własne.

Zastosowanie do wytwarzania napięcia zasilającego silnik generatorów PWM pozwala nie tylko na uzyskanie trapezowego przebiegu napięcia sterującego cewki stojana lecz również na zachowanie stałego stosunku U/f=const.

## 5. Podsumowanie

Uzyskane wyniki badań pozwalają ocenić realne parametry techniczne miniaturowych silników firmy Faulhaber oraz dedykowanych kontrolerów ruchu w kontekście ich zastosowania w robocie ROCH-1. Silniki większe, wyposażone w czujniki Halla mogą być skuteczne sterowane nawet stosunkowo prostym kontrolerem ruchu. Istotnym mankamentem charakterystyki toru sterowania jest strefa martwa dla napięć niższych od 0,5 [V]. Najmniejszy silnik, który nie posiada czujników Halla, nie może być sterowany zalecanym kontrolerem SC1801P3530. Obserwowane fluktuacje predkości obrotowej, o amplitudzie dochodzącej do 10 000 RPM praktycznie dyskwalifikują takie rozwiązanie. Wydaje się, że rozwiązanie problemu fluktuacji może być osiągnięte przy pomocy metod sterowania wektorowego FOC (Field Oriented Control), połączonej z estymacją predkości obrotowej silnika na podstawie pomiaru jego pradów fazowych. Metoda ta jest dość złożona obliczeniowo i wymaga zastosowania innego sterownika, o wiekszej mocy obliczeniowej i otwartej architekturze programowej. Jedną z propozycji może być rozwiązania wykorzystujące 32 bitowe procesory ARM z rdzeniem Cortex-M3 lub nowocześniejszy i szybszy Cortex-M4 [6]. Układy te mają wbudowany "interfejs silnikowy", wysoką częstotliwość taktowania i wystarczające zasoby pamięci wewnętrznej do zapisania algorytmów sterowania FOC. Zaletą wykorzystania sterowników z procesorami ARM jest ich wysoka wydajność, powszechna dostępność i atrakcyjna cena. Układy z tym samym rdzeniem są produkowane przez wiele firm na całym świecie, na czele z TI, NXP, ST, Freescale, Intel oraz Atmel. Dzięki temu użytkownik ma możliwość wybrania właściwego produktu z szerokiej oferty. Po przeprowadzonej analizie istniejących rozwiązań, zaplanowano zastosowanie sterownika RDK-MDL firmy Luminarymicro z procesorem Stellaris LM3S8971 w miejsce 8 bitowego kontrolera SC1801P3530.

#### Streszczenie

Praca prezentuje autorską koncepcję oceny możliwości sterowania miniaturowych silników firmy Faulhaber, zastosowanych jako napędy robota chirurgicznego ROCH-1. Silniki te współpracują z dedykowanymi kontrolerami ruchu typu SC1801P353 produkowanymi przez tą samą firmę. W tym celu zbudowano małe stanowisko testowe o budowie modułowej, uzyskując możliwość łatwej konfiguracji sprzętu do obsługi różnych jednostek napędowych. Sterowanie zestawem odbywa się z poziomu programu uruchomionego na komputerze PC za pośrednictwem modułu I/O, podłączonego do portu USB i sterownika SC1801P353. Sterownik widoczny jest jako zestaw rejestrów komunikacyjnych. Wyniki badań pokazują, że silnik serii 0308, który nie posiada czujników Halla nie może być sterowany zalecanym kontrolerem SC1801P3530. Obserwowane fluktuacje prędkości obrotowej są na poziomie 20% zakresu prędkości obrotowej.

## Literatura

- Leniowski R., Pajda R., Leniowska L., Cieślik J., Projekt wieloczłonowego manipulatora chirurgicznego nowej generacji, Politechnika Warszawska, Prace naukowe, Elektrotechnika z. 175, "Problemy Robotyki", T. 1, s. 63–78, ISSN 0137–2343, Warszawa 2010.
- [2] Faulhaber, Technical Information, 3<sup>rd</sup> edition, Schonaich, Germany 2011.
- [3] Faulhaber, Speed Controller Series SC1801 Instruction Manual, Schonaich, Germany 2010.
- Silicon Laboratories Inc. Technical Documents, *Mixed-Signal ISP Flash MCU C8051F330/1/2/3/4/5*, *Rev. 1.7*, Austin, USA 2010.
- [5] AVR-CDC, opis na stronie http://www.recursion.jp/avrcdc
- [6] ARM Limited: Cortex-M3 Technical Reference Manual, San Jose, USA, 2010.

# Zastosowanie standardu DICOM do wyznaczania przestrzeni operacyjnej

Ryszard Leniowski\*, Jakub Meissner\*

#### Summary

The aim of this work was to develop methods that are able to process DICOM data. The theoretical issues include, a description of modern medical imaging systems, and a summary of DICOM standard specifications. The practical part of this work has been focused on creating a C++ application, based on OpenGL graphics library, Qt and Imebra libraries, able to read sequences of bitmaps saved in DICOM standard files. The software allows the user to define and modify convex quadrilaterals, which with help of volumetric texturing, are used to generate simple solids mimicking human organs.

Keywords: Surgical robots, space planning, CT imaging, DICOM standard

### 1. Wprowadzenie

Trudno wyobrazić sobie obraz dzisiejszej medycyny bez nowoczesnych urządzeń pomagających w diagnozowaniu chorób [2–4]. Niemal niemożliwym wydaje się znalezienie dorosłego człowieka, który chociaż raz w życiu nie przeszedł badania diagnostycznego. Z kolei osobom pracującym na takich urządzeniach, lub zajmujących się ich produkcją, trudno wyobrazić sobie diagnostykę obrazową bez wspierającego ją standardu DICOM [5]. Standard danych medycznych DICOM jest absolutną podstawą medycznego obrazowania, tworzącą pomost pomiędzy lekarzami a sprzętem. Pozwala on na współpracę tysięcy urządzeń pobierających, przechowujących i przetwarzających dane medyczne i to bez względu na kraj ich produkcji czy rodzaje zastosowanych technologii.

Praca jest przykładem praktycznego wykorzystania danych obrazowania medycznego do półautomatycznego wyznaczania przestrzeni roboczej dla małoinwazyjnych operacji przeprowadzanych z użyciem robota chirurgicznego. Opracowane oprogramowanie, na etapie przedoperacyjnego planowania zabiegu, pomaga chirurgowi przetworzyć dużą ilość danych i wspomaga proces decyzji.

W pierwszym etapie działania, opracowana aplikacja odczytuje dane zawarte w najbardziej podstawowych plikach standardu DICOM, a w szczególności ciągi bitmap przedstawiających badania diagnostyczne wykonane za pomocą urządzeń generujących takie zdjęcia w wysokiej rozdzielczości. Zdjęcia wybiera się na podstawie informacji, identyfikujących pojedyncze badanie, zapisanych w plikach standardu DICOM, tzn. danych pacjenta którego dotyczyło badanie (są to: imię i nazwisko, identyfikator, data urodzenia) oraz danych badania (data wykonania badania, identyfikatorze badania). Według uzna-

<sup>\*</sup> Rzeszów University of Technology, Department of Computer and Control Engineering.

nia do identyfikacji badań można wykorzystać więcej atrybutów zapisanych w plikach standardu DICOM, jednak powyższa lista spełnia normy wykorzystywane przy tworzeniu oprogramowania obsługującego omawiany standard [5]. Wybrane szczegóły zawarto w punkcie czwartym. W drugim etapie, aplikacja nanosi na obrazy czworokąty wypukłe, które modyfikuje chirurg zmieniając położenie wierzchołków. Obiekty, które nie były modyfikowane są powielane na obrazy o wyższych numerach. Po zakończeniu tych czynności program przechodzi do trzeciego etapu i automatycznie generuje wolumetryczny obiekt oparty na czworokątnych przekrojach. Obiekt ten jest następnie zapisywany do plików standardu DICOM, jako nowa informacja charakteryzująca pacjenta.

Uzyskana w ten sposób przestrzeń jest wykorzystywana w kolejnych etapach przedoperacyjnego planowania zabiegu do określania optymalnych (w sensie minimalizacji przyspieszeń)ścieżek (trajektorii), po których powinien przemieszczać się manipulator. Ścieżka ma początek w trokarze, a kończy się w polu zabiegu. Dzięki temu cały fragment ruchu może być realizowany automatycznie. Po tym etapie pełną kontrolę nad urządzeniem przejmuje chirurg – operator.Do chwili obecnej wszystkie wymienione etapy planowania ścieżek wykonuje się na bieżąco, po wprowadzeniu kamery do wnętrza ciała pacjenta.

## 2. Charakterystyka standardu DICOM

Obrazy, które są wykorzystywane do wyznaczania przestrzeni roboczej dla małoinwazyjnych operacji pochodzą z tomografu komputerowego (CT). W dużym uproszczeniu, zasada działania tomografu komputerowego opiera się na wykorzystaniu lampy rentgenowskiej do wykonania ciągu zdjęć ciała człowieka. Lampa poruszająca się po okręgu wraz z detektorami umieszczonymi po jego drugiej stronie, skanuje obiekt(przekroje) pod różnymi kątami, a następnie tworzy tomogramza pomocą metody sumacyjnej. W najnowszych urządzeniach, czwartej generacji, zamiast detektorów poruszających się zgodnie z lampą, zastosowano nieruchomy pierścień detektorów, ruchoma jest jedynie lampa rentgenowska. Obrazy te są łączone z danymi pacjenta i zapisywane w plikach standardu DICOM. Ponieważ struktura tych plików charakteryzuje się znaczną złożonością, ich wykorzystanie będzie poprzedzone krótką charakterystyką, ułatwiającą zrozumienie procesu przetwarzania danych.

Wszelkie dane w standardzie DICOM są zapisywane za pomocą zorientowanego obiektowo modelu, wzorowanego na strukturze tych danych w prawdziwym świecie. Informacje o pacjentach, wykonanych badaniach, zastosowanych urządzeniach są traktowane jako osobne obiekty z odpowiednimi właściwościamii atrybutami. Takie zespoły danych nazywa się IODami (ang. *IOD – Information Object Definition*). Grupa IODów przedstawiająca pacjenta, domyślnie składa sięz jego imienia, płci, wieku, wagi i informacji o tym czy jest palaczem papierosów. Należy zaznaczyć, że wszelkie informacje użyteczne medycznie mogą zostać przyporządkowane osobie. Pacjentów można więc traktować jako zestaw atrybutów (tzw. tagów). Standard DICOM zawiera listę ponad 2000 tysięcy takich parametrów.

Dane mają przyporządkowane odpowiednie wartości VR (*ang. Value Representation*) opisujące w jaki sposób należy interpretować ciągi bitowe zapisane pod atrybutami (są

to określenia dat, liczb całkowitych, liczb zmienno-przecinkowych, łańcuchów znakowych, wartości logicznych itp.).

W momencie pozyskania danych medycznych i odpowiedniego ich przyporządkowania standardowi DICOM, możliwe staje się ich przetwarzanie przez inne urządzenia albo dedykowane oprogramowanie. W ten sposób, urządzenia pracujące zgodnie ze standardem DICOM, mogą świadczyć sobie usługi, które są instancjami z całej oferty. Ze względu na możliwość takiej współpracy, naturalnym staje się tworzenie skojarzeń między obiektami danych i zapewnianymi im serwisami. Skojarzone grupy nazywamy SOPami (*ang. SOP* – *Service Object Pair*). Tworzy je przykładowo tomograf CT, generujący zdjęcia i serwer zajmujący się ich archiwizacją. W tym konkretnym przypadku nazwiemy taką asocjację *SOPem Składowania Zdjęć CT (ang. CT Storage SOP)*. Obiekt proszący o usługę określamy skrótem SCU (*ang. Service Class User*), natomiast instancją ją wyświadczającą nazywamy SCP (*ang. Service Class Provider*). Każde urządzenie wspierające DICOM zawiera w swojej dokumentacji opis jakie usługi obsługuje oraz jak działa w takich asocjacjach (czy działa jako SCU, SCP, czy też łączy obie usługi).

Ze względu na duże zróżnicowanie danych określających istotne informacje medycznie, standard DICOM określa 27 rodzajów wartości (VR), które są odpowiednikami typów w językach programowania. Każdy z takich rodzajów danych ma przypisany rozmiar VL (*ang. Value Length*), zapisany w słownikach standardu DICOM. Każda ramka z danymi zawiera informacje o swoim rozmiarze, co ułatwia ich lokalizację w skomplikowanej strukturze. Niektóre z typów mogą mieć nieokreśloną lub limitowaną długość. Sposób kodowania wartości w ramkach danych DICOM pokazuje tabela 2.1. Wymóg określania przez standard rozmiarów poszczególnych rodzajów danych jest spowodowany różnicą rozmiarów podstawowych typów numerycznych w innych systemach komputerowych. Niezależnie od typu atrybutu, każdy z nich musi posiadać parzystą długość.

Tag	DICOM	Rodzaj wartości (VR)	Długość wartości (VL)	Wartość
NumerGrupy (2-bajtowy unsigned int)	NumerElementu (2-bajtowy unsigned int)	VR (dwa znaki)	2-bajtowy int L	Parzysta liczba L-bajtów zawierająca dane przecho- wywane w elemencie
2 bajty	2 bajty	2 bajty	2 bajty	L bajtów

Tabela 2.1. Kodowanie rodzaju wartości (VR) w ramce danych standardu DICOM

Wyróżnimy następujące rodzaje atrybutów:

- Tekstowe rodzaje wartości : 'CS', 'SH', 'LO', 'ST', 'LT', 'UT', ich zadaniem jest przechowywanie łańcuchów tekstowych.
- Rodzaje wartości określające daty i czas: 'DA', 'TM', 'DT', 'AS'
- Typy przechowujące liczby w łańcuchach tekstowych: 'IS', 'DS'
- Typy przechowujące liczby w formacie binarnym: 'SS', 'US', 'SL', 'UL', 'FL', 'FD', 'OB', 'OW', 'OF', 'AT'

- Typ 'PN' przechowujący imiona i nazwiska
- Rodzaj danych przechowujący nazwy instancji DICOM: 'AE', wykorzystywaną do unikalnej identyfikacji urządzenia lub aplikacji wykorzystującej standard DICOM. Unikalność takiej nazwy jest o tyle ważna, że jeden serwer archiwizacji i komunikacji obrazów (PACS) może posiadać tylko jedno urządzenie o tej samej nazwie.
- Unikalne identyfikatory: typ 'UID', jeden z najważniejszych rodzajów danych zapisywanych w ramkach danych standardu DICOM. Przechowuje on unikalne identyfikatory o zasiegu globalnym.
- Rodzaj danych sekwencyjnych : 'SQ', pozwala na kodowanie sekwencji zestawów danych, w których każdy z nich może zawierać rozległe grupy tagów o różnych rodzajach atrybutów.
- Reprezentacja nieznanych wartości: typ 'UN', zapisuje się tutaj informacje niestandardowe, których nie można połaczyć z innymi atrybutami.

## Słownik danych standardu DICOM

Kolejnym, ważnym elementem standardu DICOM jest słownik danych, używany do kodowania wszystkich standardowych atrybutów w cyfrowej medycynie. Każdy z atrybutów powinien mieć przyporządkowany jeden z rodzajow wartości VR. Segregacja ponad 2000 atrybutów występujących w nowych odsłonach standardu DICOM obydwa się w pierwszym etapie przetwarzania danych i polega na podzieleniu ich na numerowane grupy, z których każda opisuje zbliżone do siebie treścią zawartości (na przykład dane związane z pacjentem, dane związane z tomografem, który przeprowadził badanie, informacje o ustawieniach lampy rentgenowskiej, itp.). Następnie każdemu elementowi grupy przydziela się indywidualny numer. Połączenie tych dwóch wartości tworzy zestaw liczb nazywany tagiem. Zapisywany on jest w notacji szesnastkowej,w ramce danych standardu DICOM za pomocą dwóch oddzielnych dwubajtowych wartości, co pokazuje tabela 2.2. Słownik danych standardu DICOM określa także ilość danych (VM) danego typu (VR) możliwych do umieszczenia pod jednym tagiem.

Tag (grupa, element)	Nazwa atrybutu	VR	VM (mnogość wartości)	Czy przestarzały
(0x0008,0x0001)	Length to End			RET
(0x0008,0x0005)	SpecificCharacter Set	CS	1-n	
(0x0010,0x0010)	PatientName	PN	1	
(0x0010,0x0020)	Patient ID	LO	1	
(0x0010,0x0030)	Patient'sBirthDate	DA	1	
(0x0010,0x0040)	Patient's Sex	CS	1	
(0x0020,0x0010)	Study ID	SH	1	
(0x7FE0,0x0010)	Pixel Data	OW	1	

Tabela 2.2. Wycinek ze słownika danych standardu DICOM

Słownik danych standardu DICOM obejmuje bardzo szerokie spektrum różnorodnych atrybutów. Pomimo tego cały czas są dodawane nowe. Przewidując taką sytuację twórcy standardu pozostawili nieparzyste numery grup bez opisu w słowniku, dając możliwość zapisywania własnych informacji do plików zgodnych ze standardem DICOM. Należy zaznaczyć, że element zerowy każdej grupy posiada automatycznie ustaloną wartość, która przedstawia jego rozmiar w kilobajtach.

## Obrazy medyczne w standardzie DICOM

Najważniejszym zadaniem standardu DICOM jest wspomaganie przetwarzania obrazów medycznych. W słowniku standardu DICOM istnieje dużo tagów odnoszących się do parametrów obrazu (wysokość, szerokość, ilość kanałów koloru, głebokość na której wykonano zdjęcie danego przekroju organu itp.). Najważniejszym jest tag o numerze (0x7FE0, 0x0010), przechowujący bufor pikseli zdjęcia, co pokazują tabele 2.3 i 2.4.

			-					U	-		-	
$R_1$	G <sub>1</sub>	B <sub>1</sub>	R <sub>2</sub>	G <sub>2</sub>	B <sub>2</sub>	 R <sub>i</sub>	G <sub>i</sub>	B <sub>i</sub>		R <sub>n</sub>	G <sub>n</sub>	B <sub>n</sub>
	Piksel,			Piksel,			Piksel,				Piksel	

Tabela 2.3. Zapis obrazu o trzech kanałach koloru w tagu (0x7FE0 0x0010)

Najmłodszy Bit											Najstarszy Bit				
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
		Bajt	1								Bajt 2				
Bity zaalokowane = 16															
Bity zapisane = 12															

Tabela 2.4. Piksel zielonego koloru zapizany za pomocą rodzaju danych OW

Z uwagi na dużą ilość danych standard DICOM wspiera zarówno bezstratną jak i stratna kompresje obrazu (algorytmy identyczne jak stosowane w formacie JPG czy JPEG2000). Badania składające się z wielu dziesiątek zdjęć, nawet w niskich rozdzielczościach zajmują duże przestrzenie dyskowe. Typowe rozmiary zawiera tabela 2.5.

Rodzaj badania	Typowa matryca obrazu	Rozmiar zdjęcia (KB)	Typowa ilość zdjęć w badaniu	Typowy rozmiar badania (MB)
MRI	256x256x2	128	200	25
СТ	512x512x2	512	500	250
USG	600x800x3	1400	500	680
Kolorowe re- konstrukcje 3D	1024x1024x3	3000	20	60
Cyfrowa mam- mografia	Do 6400x4800x2	60,000	4	240

Tabela 2.5. Typowe rozmiary cyfrowych zdjeć oraz badań

Korzystając z kompresji obrazu należy pamiętać, że zbyt mocne skompresowanie zdjęcia może spowodować zamazanie danych istotnych medycznie, gdyż niewielkie zmiany mogą być słabo widoczne nawet na zdjęciach wykonanych przez najlepszy sprzęt medyczny.

## 3. Metoda wyznaczająca przestrzeń operacyjną

Koncepcję określenia przestrzeni roboczej wewnątrz ciała pacjenta na podstawie dostępnych danych medycznych wyjaśnia rysunek 3.1 a–c.



Rys. 3.1. Etapy wyznaczania przestrzeni roboczej: a) pozyskanie obrazu CT b) formowanie kanału ruchu z przekrojów c) uzupełnianie kanału ścianami bocznymi

W pierwszym etapie następuje odczyt i wyświetlenie kolekcji zdjęć z analizowanego badania. Następnie chirurg nanosi na wybrane zdjęcie czworokąt wypukły ograniczający obszar przekroju przestrzeni roboczej (rys. 3.1a). Odbywa się to z zastosowaniem ekranu dotykowego. Każdy zaznaczony wierzchołek czworokąta jest przesuwany w miejsce, które chirurg uznaje za stosowne. Następnie czworokąty są powielane na pozostałe obrazy. Czworokąty z każdego obrazu mogą być dowolnie edytowane. W ten sposób, uporządkowane obrazy, gdzie numer odpowiada współrzędnej głębokości tworzą strukturę czworokątów pokazaną na rys. 3.1b. Rozważając boczne ściany tej struktury zauważamy, że punkty je tworzące nie są współpłaszczyznowe. Stąd każde cztery boczne wierzchołki tworzą dwa trójkąty, co pokazuje rys. 3.1c. Zauważmy, że powstała w ten sposób ściana boczna może być rozpatrywana jako struktura sklejana typu "STRIP", co jest bardzo istotne w przypadku tworzenia wektorowej reprezentacji bryły za pomocą bibliotek graficznych, np. OpenGL [9].

Po wyznaczeniu bryły ograniczającej przestrzeń zabiegu następuje określenie ścieżek dojścia narzędzia od trokaru do pola operacyjnego zgodnie z metodą, której ideę pokazuje rys. 3.3a [6]. Wierzchołki czworokątów określają dwie przekątne, których przecięcie wyznacza punkt kontrolny krzywej sklejanej trzeciego rzędu. Jest ona trajektorią ruchu dla efektora robota chirurgicznego ROCH-1. Ponieważ punkty kontrolne definiują jedynie położenie, zaś w praktyce ważna jest również prędkość przemieszczania się efektora, w proponowanej metodzie zastosowano krzywą sklejaną w reprezentacji Catmull-Rom (rys. 3.2b). Ma ona tą własność, że prędkość w punktach kontrolnych jest wyznaczana na podstawie różnicy położeń w sąsiednich współrzędnych odniesionych do stałego czasu przydzielanego na pokonanie drogi w segmencie.



**Rys. 3.2.** Generowanie trajektorii ruchu dla efektora robota chirurgicznego ROCH-1: a) wyznaczanie punktów kontrolnych, b) generowanie krzywej sklejanej w reprezentacji Catmull-Rom

Wyznaczone punkty kontrolne wraz z prędkościami są przechowywane w dwóch zmiennych strukturalnych należących do obiektów, które dokładniej opisano w punkcie czwartym. Pierwsza zmienna odpowiada ścieżce dojścia do pola operacyjnego. Druga zmienna przechowuje dane "odwrócone", to znaczy, że ostatni węzeł staje się pierwszym itd. W ten sposób otrzymuje się ścieżkę powrotu. Jest to metoda zaczerpnięta z nawigacji morskiej i nosi nazwę "odwrócenia mapy".

## 4. Implementacja metody

Implementacja metody przetwarzania danych opisanej w punkcie trzecim, wymagała rozwiązania i połączenia w całość kilku problemów programistycznych, dotyczących między innymi: wykorzystania szablonowych klasy pojemnikowych w strukturach przechowujących dane standardu DICOM, zarządzania obrazami dwuwymiarowymi i wyznaczaniem czworokątów używanych w teksturowaniu wolumetrycznym, opracowania intuicyjnego interfejsu dla użytkownika, którym jest lekarz-chirurg, oraz zbudowania trójwymiarowych reprezentacji graficznych przestrzeni roboczej.

Do osiągnięcia tego celu wykorzystano uznane standardy i biblioteki: Qt – międzyplatformowy *framework*, dedykowany dla projektantów aplikacji okienkowych [7], Imebra – multiplatformowa biblioteka typu open source C++ obsługującą standard DICOM [8], biblioteka graficzna OpenGL – multiplatformowa biblioteka, niezależna językowo i wspomagana sprzętowo przez karty graficzne. Opracowaną aplikację można podzielić na cztery, współpracujące ze sobą moduły:

• Moduł obsługi (zapisu i odczytu) plików oraz zdjęć standardu DICOM.

Obejmuje on klasy QDicomDataSetList, QDicomDataSet, oraz QDicom-Image, będące podstawowymi strukturami danych aplikacji.

- Moduł wyznaczania dwuwymiarowych wypukłych czworokątów oraz ich środków ciężkości.Obejmuje on klasy QDicomGraphicsScene, QDynamicVertexItem, QDynamicEdgeItem, QDynamicCOMItem oraz QDynamicConvexQuadri-lateral.
- Moduł wolumetrycznej generacji bryły z wyznaczonych czworokątów. Obejmuje klasę QDicomGLWidget, będącą *widgetem* obsługującym biblioteki OpenGL, oraz tworzącym trójwymiarowy model.

• Moduł interfejsu i prezentacji danych. Obejmuje klasy MainWindow, QDicom-ListWidget, QDicomImageWidget, QDicomBrowserWidget, oraz QDicomGraphicsView i był rozwijany na bieżąco w odpowiedzi na pojawiające się nowe potrzeby, podczas całego procesu tworzenia programu.

Podstawowym zagadnieniem, z którym należało się zmierzyć przy tworzeniu aplikacji, było stworzenie metod zdolnych odczytywać oraz przetwarzać dane zapisane w plikach *.dcm.* Jeden plik może zawierać wiele zdjęć (np. kilka klatek obrazu przedstawiających serce pacjenta, na tej samej głębokości przekroju, zarejestrowanych w różnych odstępach czasu), lub jedno badanie może znajdywać się w wielu plikach (np. 50 zdjęć badania MRI w 50 plikach). Niestety bardzo elastyczna struktura tych plików, przyczyniła się do powstania wielu problemów projektowych. Pierwszym z nich była właściwa segregacja odczytanych danych, rozrzuconych po wielu osobnych plikach, nie powiązanych ze sobą, np. poprzez nazwy. Drugi istotny problem, który rozwiązano, dotyczył wyboru odpowiedniej metody dekodowania zdjęć i sposobu ich prezentacji w programie. Trzecim problemem okazało się przygotowanie programu do przyjęcia i przetworzenia dużej ilości danych.

Do metody przetwarzania ramek zdjęć zawartych w plikach .dcm wykorzystano QImage. Klasę rozszerzono o dodatkowy zestaw danych określających klatkę obrazu. Dla sortowania kolejności zdjęć w badaniu, dodano czas ich wykonania oraz kolejność wczytania przez program (dane zapisywane w tagu DICOM zawierają zazwyczaj tylko czas w formacie GG:MM:SS). Stąd zdjęcia wykonane w tej samej sekundzie mogłyby być źle posortowane. Ponadtoklasa zawiera informacje o głębokości przekroju wykonanego zdjęcia, pobierane z tagu (0x0020, 0x1041) metodą loadZAxisPositionFromData-Set, która wspomaga proces sortowania i wolumetrycznego teksturowania. Elementem łączącym zdjęcie z funkcjonalnością rysowania czworokąt przypisany do tej instancji klasy QDicomImage.

Klasą implementującą pojedyncze badanie w standardzie DICOM jest QDicomDataSet. Utworzono ją poprzez agregację obiektów odpowiadających atrybutom DICOM (łańcuchy tekstowe QString, lista zdjęć QDicomImage, daty QDate), pod kątem rozpoznawania i rozróżniania badań "porozrzucanych" po różnych plikach, tak aby mogła przechowywać informacje, które można wykorzystać do skutecznego sortowania (imię pacjenta, ID pacjenta, oraz ID badania). Należy podkreślić, że imię pacjenta oraz jego ID to całkowicie osobne atrybuty, i należy je osobno rozróżniać. Klasa posiada aktywną odpowiednią, szablonową wersję pojemnika Qt (QList<QDicomImage\*>). Klasa ta pośredniczy też w działaniu między modułem przygotowującym czworokąty, a obiektami QDicomImage oraz posiadaimplementację funkcjonalności Signals&Slots bibliotek Qt. Dzięki temu dystrybucja danych jest łatwiejsza.

Przetwarzanie wszystkich danych zgodnych z DICOM w programie, odbywa się przy współpracy trzech klas: wspomnianych wyżej QDicomImage oraz QDicomDataSet, a także trzeciej, którą jest QDicomDataSetList. Ostatnia została zaprojektowana w celu przeprowadzania segregacji informacji znalezionych w różnych plikach, a także do przechowywania wielu instancji badań zgodnych z DICOM (tj. obiektów klasy QDicomDataSet). Wczytanie danych do programu rozpoczyna się od wyboru folderu, który zostaje następnie przeszukany pod kątem plików .*dcm*. Realizuje to funkcja searchDir-ForDicom klasy QDicomDataSetList, otwierając każdy plik i wyszukując w nim charakterystyczny dla DICOM łańcuch znakowy "DICM". Jeśli zostanie on znaleziony, plik jest dodawany do listy czekającej na posortowanie. Po tym etapie zostaje wykonanych kilka czynności pomocniczych, po czym program przechodzi do istotnego etapu jakim jest odczytanie pikseli w formacie zgodnym z DICOM, późniejsze przekształcenie ich do wartości z zakresu określonego w prezentacji. Szczegóły tego etapu nie będą tu prezentowane z uwagi poziom zawiłości kodu jaki odpowiada niuansom operacji odczytu obrazów w standardzie DICOM.

Kolejną usługą realizowaną przez program jest wyznaczanie wypukłych czworokątów dla wczytanych zdjęć. Przyjęto rozwiązanie polegające na włączeniu danych opisujących czworokąty do pliku .*dcm*. Kluczową rolę odgrywa tutaj klasa QDicomImage, oraz jej składnik, obiekt klasy QDynamicConvex-Quadrilateral, który przechowuje wszystkie informacje o współrzędnych różnych elementów budujących wyznaczony wcześniej czworobok. Wprowadzono własny, oryginalny format danych, służący do zapisywania informacji do struktury pliku zgodnego z DICOM. Skorzystano z nieparzystych grup słownika tego standardu, przeznaczonych dla indywidualnych zastosowań. Biorąc pod uwagę, że jeden czworokąt rozważamy jako grupę czterech wierzchołków (A, B, C, D), z których każdy posiada dwie współrzędne (x i y), w układzie odniesienia z osią X skierowaną w prawo i osią Y skierowaną w dół, zaproponowano format zapisu, który pod jednym tagiem wprowadza dane wierzchołków jednego czworokąta. Pola kodowania wierzchołków pokazuje tabela 4.1.

Zdjęcie	Tag D	ICOM		Elementy VM (Value Multiplicity)							
#	Grupa	Element	1	2	3	4	5	6	7	8	
1	0x0009	0x0001	A <sub>1</sub> .x()	A <sub>1</sub> .y()	B <sub>1</sub> .x()	B <sub>1</sub> .y()	C <sub>1</sub> .x()	C <sub>1</sub> .y()	D <sub>1</sub> .x()	D <sub>1</sub> .y()	
2	0x0009	0x0002	A <sub>2</sub> .x()	A <sub>2</sub> .y()	B <sub>2</sub> .x()	B <sub>2</sub> .y()	C <sub>2</sub> .x()	C <sub>2</sub> .y()	D <sub>2</sub> .x()	D <sub>2</sub> .y()	
	0x0009							•			
i	0x0009	i	A <sub>i</sub> .x()	A <sub>i</sub> .y()	B <sub>i</sub> .x()	$B_i \cdot y()$	C <sub>i</sub> .x()	C <sub>i</sub> .y()	D <sub>i</sub> .x()	D <sub>i</sub> .y()	
	0x0009		•					•		•	
n	0x0009	n	A <sub>n</sub> .x()	A <sub>n</sub> .y()	B <sub>n</sub> .x()	$B_n.y()$	C <sub>n</sub> .x()	$C_n.y()$	$D_n x()$	D <sub>n</sub> .y()	

Tabela 4.1. Kodowanie wierzchołków czworokątów wypukłych

Mając dane wierzchołków, wykorzystujemy je do rysowania czworokątów na tle załadowanych zdjęć, oraz wprowadzania ręcznej modyfikacji za pomocą myszki lub dotykowego ekranu. Podstawą interfejsu modułu jest klasa QDicomGraphicsView, reprezentująca *widget* będący ramką przechowującą scenę (QDicomGraphicsScene), która przetwarza wszelkie wydarzenia i interakcje zachodzące między elementami graficznymi. Na jej podstawie stworzono trzy typy takich obiektów, realizujące założone funkcje:

- QDynamicVertexItem: reprezentuje on pojedynczy wierzchołek czworokąta, przedstawiany na scenie za pomocą czerwonej kropki. Dzięki funkcjonalnością modułu Graphics View, może on być przemieszczany za pomocą ruchu myszki.
- QDynamicEdgeItem: reprezentujący pojedynczą krawędź czworokąta, przedstawiany za pomocą czerwonej (bok) lub żółtej (przekątna) linii.
- QDynamicCOMItem: reprezentujący środek ciężkości czworokąta, przedstawiany za pomocą żółtej kropki. Jego pozycja jest w czasie rzeczywistym aktualizowana na podstawie zmian pozycji dwóch przekątnych.

Tworzenie wielokątów odbywa się poprzez współpracę klas QDynamicConvex-Quadrilateral oraz QDicomGraphicsScene. Scena określa dwie opcje obsługi myszy uzależnione od statusu czworokąta danej sceny. Możliwe jest tworzenie nowej figury, albo przesuwanie wierzchołków już istniejących.

Po tym etapie przygotowane wierzchołki są przesyłane do widgetu klasy QDicom-GLWidget, po czym następuje generacja bryły za pomocą trójkątów (flaga GL\_TRIAN-GLES), za co odpowiadają wywoływane funkcje biblioteki OpenGL.

Należy zaznaczyć, że przyporządkowanie odpowiednich skojarzeń między obiektami i zapewnionymi im serwisami, pozwalają na wykorzystanie ich w przyszłości, przez nowe, dedykowane urządzenia. Wynika to z tego, że funkcjonalność innych serwisów opiera się na kilku metodach i nie wymaga znajomości struktury obiektów. Jedynym wyjątkiem od tej reguły (wykorzystanie wymagałoby poznania dokumentacji i struktur obiektów) jest serwis rysowania czworokątów, gdyż ten jest zbudowany na podstawie ścisłej współpracy klas QDicomGraphicsScene i QConvexQuadlilateralItem.

## 5. Interfejs aplikacji

Interfejs aplikacji zbudowano w oparciu o kilkanaście *widgetów* realizujących nakreślone wcześniej funkcje. Najważniejsze z nich to:

- MainWindow: widget ten określa główne okno programu, zawiera również obiekt klasy QDicomDataSetList, spełniający w aplikacji rolę bazy danych. Z poziomu tego widgetu steruje się także działaniem wszystkich funkcjonalności (odczyt i zapis plików DICOM, ustawienia siatki prezentacji zdjęć, dostęp do listy podglądu badań, itp.). W tym celu wykorzystywane są elementy QAction interfejsu Qt, implementujące różnorodne sposoby działania mechanizmu Signals&Slots.
- QDicomListWidget: tworzący podgląd na listę wczytanych badań. Widget ten intensywnie współpracuje z obiektem klasy QDicomDataSetList. Dla każdego badania tworzony jest jego podgląd, wyświetlający jego pierwsze zdjęcie. Lista klasy QDicomListWidget jest umieszczana w oknie głównym programu za pomocą funkcjonalności QDockWidget bibliotek Qt.
- QDicomImageWidget: realizuje nieskomplikowany podgląd instancji badania.
- QDicomBrowserWidget: zajmuje się zarządzaniem głównym oknem podglądu badania, generując i obsługując siatkę widgetów klasy QGraphicsView. Pozwala to na jej konfigurowanie w ustawieniach 1x1, 2x2, 3x3 oraz 4x4. Zapewnia też obsługę myszki, pozwalając na translację aktywnego obiektu.

- QDicomGraphicsView: udostępnia usługę pozwalającą na "zakotwiczenie" w nim obiektu klasy QDicomGraphicsScene.
- QDicomGraphicsScene: zajmuje się ona wyświetlaniem zawartości widgetu QDicomGraphicsView.
- QDicomGLScene: służy do zakotwiczenia przestrzeni 3D generowanej przez OpenGL. Działanie powyższych *widgetów* pokazano na kolejnych rysunkach. Wczytanie plików

obydwa się poprzez wybór opcji *Open*, w menu *File* paska zadań. W wyświetlonym okienku dialogowym wybieramy folder, w którym przechowujemy pliki *.dcm*. Po wczytaniu plików w *widgecie* klasy QDicomListWidget pojawia się podgląd wczytanego badania, rys. 5.1.



Rys. 5.1. Podgląd wczytanego badania

Kliknięcie lewym klawiszem myszy na podgląd wyświetla siatkę przedstawiającą zdjęcia badania. Kontrolki 1x1 view, 2x2 view itd. pozwalają na zmianę rozpiętości siatki. Rysowanie czworokątów odbywa się przy użyciu lewego klawisza myszy, na scenie wyświetlającej zdjęcie. W razie wybrania niepoprawnej pozycji dla wierzchołka, pojawia się komunikat ostrzegający, a wierzchołek jest ignorowany. Program umożliwia dynamiczne modyfikowanie pozycji wierzchołków w ramach zdjęcia. Krawędzie są aktualizowane automatycznie, tak samo jak środek ciężkości czworokąta, rys. 5.2.

#### Ryszard Leniowski, Jakub Meissner



Rys. 5.2. Manipulacja wierzchołkami i aktualizacje czworokątów

Tak wyznaczone wierzchołki możemy następnie zapisać na dysku, wybieramy opcję Save w menu File paska zadań. Pojawi się okno wyboru folderu, w którym zapisane zostaną pliki, o strukturze takiej samej jak oryginalne. Posiadają one pierwotną nazwę, z przyrostkiem "\_mod", dodanym przed rozszerzeniem pliku. Ostatnią funkcjonalnością stworzonego programu jest generacja bryły 3D. Dostęp do niej odbywa się poprzez kontrolkę "Generate 3D Study Model" oraz widget klasy QDicomGlWidget, który odpowiada za generację modelu 3D, rys. 5.3. Zastosowanie standardu DICOM do wyznaczania przestrzeni operacyjnej



Rys. 5.3. Przykładowa bryła wygenerowana za pomocą programu

Klasa QDicomGlWidget wspiera proste sterowanie kamerą. Za pomocą klawiszy można wykonywać translacje (na kierunku X i Y) i rotacje kamerą (tylko względem osi X).

### 6. Podsumowanie

Zaprezentowana metoda przetwarzania danych zgodnych ze standardem DICOM, pozwala określić przestrzeń roboczą w postaci bryły utworzonej przez uporządkowany zbiór czworokątów wypukłych. Do tego celu wykorzystano cechy nowoczesnych systemów obrazowania, a praktycznym efektem jest opracowana aplikacja przetwarzająca dane standardu DICOM. Posiada ona szereg pożytecznych funkcjonalności. Osiągnięcie ich wymagało rozwiązania problemów odnoszących się do zarządzania dużymi ilościami danych, stworzenia takiego graficznego interfejsu użytkownika, który dynamicznie reaguje na zmiany zachodzące w przetwarzanych strukturach danych, a także zastosowania metod konwersji dwuwymiarowych obrazów, oraz na tworzeniu stabilnej komunikacji wewnętrznej aplikacji. Osiągnięcie wymienionych efektów było możliwe dzięki zdobyciu głębokiej wiedzy o standardzie DICOM i zastosowaniu nowoczesnych technologii programowych, takich jak Qt, OpenGL, Imebra. Umożliwiło to włączyć do aplikacji elementy, których początkowo nie planowano. Chodzi tu o obsługę modułu Graphics View bibliotek Qt. Autorzy mają świadomość wielu ograniczeń, jakie występują w przypadku wykorzystania standardu DICOM, oraz jak można niektóre trudne problemy rozwiązać. Przyszły rozwój aplikacji będzie skierowany w stronę rozwinięcia struktur danych zgodnych z DICOM, tak aby odpowiednie ich funkcje były w stanie przeszukiwać atrybuty słownika po kolei i sukcesywnie tworzyć duży obiekt danych zawierających wszystkie informacje zawarte w pliku, a nie tylko te potrzebne w danej chwili. Taka implementacja struktur danych

umożliwiłaby np. obsługę plików DICOMDIR, zawierających setki badań, oraz umożliwiłaby implementację możliwości sieciowych standardu, w tym współpracy z serwerami PACS.

### Streszczenie

Jednym z istotnych, praktycznych aspektów chirurgii robotowej jest określenie przestrzeni roboczej wewnątrz ciała pacjenta na podstawie dostępnych danych medycznych. W niniejszej pracy zaprezentowano metodę przetwarzania danych zgodnych ze standardem DICOM, która pozwala określić przestrzeń roboczą w postaci bryły utworzonej przez uporządkowany zbiór czworokątów wypukłych. Do realizacji tego celu wykorzystywane są cechy nowoczesnych systemów obrazowania medycznego oraz własności standardu DICOM. Opracowana aplikacja w języku C++, wykorzystująca biblioteki Imebra, Qt oraz OpenGL, umożliwia odczytywanie ciągów bitmap zapisywanych w plikach standardu DICOM. Program pozwala na wyznaczanie oraz modyfikację wypukłych czworokątów, które z zastosowaniem teksturowania wolumetrycznego są wykorzystywane do generacji uproszczonych, bryłowych przestrzeni roboczych. Aplikacja jest częścią oprogramowania wspomagającego pracę robota chirurgicznego ROCH-1[1], który powstał w ramach projektu badawczego MNiSzW 2376/B/T02/2010/38.

## Literatura

- Leniowski R., Pajda R., Leniowska L., Cieślik J., *Projekt wieloczłonowego manipulatora chirurgicznego nowej generacji*, Politechnika Warszawska, Prace naukowe, Elektrotechnika z. 175, "Problemy Robotyki", T. 1, s. 63–78, ISSN 0137-2343, Warszawa 2010.
- [2] Kevles B. H., *Naked to the Bone: Medical Imaging in the Twentieth Century*, Rutgers University Press, 1997.
- [3] Hendee W. R., Ritenour E. R., Medical Imaging Physics: Fourth Edition, Wiley-Liss, Inc., 2002.
- [4] Encyclopedia of Science & Technology: 10th Edition, McGraw-Hill, 2007.
- [5] Pianykh O. S., *Digital Imaging and Communications In Medicine (DICOM)*. A Practical Introduction and Survival Guide, Springer, 2007.
- [6] Leniowski R., Generowanie przestrzennej trajektorii robota chirurgicznego za pomocą półprzewodnikowego sensora ruchu o 6 stopniach swobody, Krajowa Konferencja Automation, Warszawa 2012.
- [7] http://doc.qt.digia.com
- [8] http://imebra.com
- [9] http://www.opengl.org

# Strategie sterowania i planowania trajektorii wykorzystywane w manipulatorach hiper-redundantnych przeznaczonych do przeprowadzania operacji małoinwazyjnych

Łukasz Frącczak\*

## Summary

The Paper presents the newest development in the field of medical robotics, particularly in the minimally invasive surgery. The first section presents the classification of the control system of the medical robots. The next paragraphs describe the examples of robots according to the proposed classification.

Keywords: medical robot, control system, minimally invasive surgery

## 1. Wstęp

Pierwszą operację laparoskopową przeprowadzono na początku XX wieku. Szybki powrót pacjenta do zdrowia i znaczne zredukowanie bólu pooperacyjnego spowodowało bardzo dynamiczny rozwój tej metody leczenia. Obecnie zabieg ten stał się rutynowym zabiegiem przy: leczeniu wielu chorób, diagnostyce jamy brzusznej, czy też operacji chirurgicznych na sercu. Możliwości rozszerzenia zastosowania tego typu operacji są ściśle powiązane z dostępnością odpowiednich narzędzi. Dlatego też w ostatnim czasie kładzie się duży nacisk na rozwój tej części robotyki medycznej. W literaturze można znaleźć zarówno roboty jak i manipulatory różniące się od siebie funkcjonalnością, budową, czy też sposobem sterowania. W celu usystematyzowania wyników prac różnych naukowców konieczne jest przyjęcie określonego kryterium podziału. Może być ono różne, począwszy od rodzaju operacji, do którego są przeznaczone, przez rodzaj budowy, sposobu wprowadzania do ciała pacjenta, aż do rodzaju układu sterowania. W pracy proponuje się podział robotów chirurgicznych małoinwazyjnych ze względu na rodzaj zastosowanego układu sterowania. Ogólnie podział ten został przedstawiony na rysunku 1.

<sup>\*</sup> Instytut Obrabiarek i TBM Wydział Mechaniczny, Politechnika Łódzka.



Rys. 1. Podział robotów chirurgicznych małoinwazyjnych ze względu na rodzaj sterowania

## 2. Sterowanie położeniem a. Systemy robotyczne

Obecnie badania są prowadzone praktycznie we wszystkich grupach przedstawionych na rysunku 1. Najbardziej zaawansowane projekty pod względem układów sterowania znajdują się w grupie systemów robotycznych. Jako przykład można tutaj przytoczyć: *Cyberknife* [2] oraz *Da Vinci* [1] czy też *Robin Heart* [10, 12].

Robot *Cyberknife* (rys. 2) jest systemem zrobotyzowanym, którego sterowanie odbywa się poprzez zaprogramowanie ruchów robota. Programowanie odbywa się w oparciu o przestrzenny obraz ciała człowieka. Następnie chirurdzy określają przestrzeń, która będzie usuwana przez robota przy użyciu wysokoenergetycznych fal radiowych. W związku z powyższym trajektoria ruchu robota jest generowana przez system, a obsługa nie ma bezpośredniego wpływu na jej przebieg. Sam robot przemieszczający głowicę generującą fale radiowe jest niewielką częścią całego systemu. System ten jest dodatkowo wyposażony w urządzenia śledzące aktualne ułożenie ciała pacjenta. Korygują one trajektorię przemieszczania robota z głowicą w trakcie trwania operacji.

Zupełnie inny rodzaj sterowania posiadają systemy robotyczne takie jak Da Vinci (rys. 3) czy też Robin Heart (rys. 4). Systemy te polegają na nadążaniu narzędzia za ruchami



Rys. 2. System zrobotyzowany Cyberknife [2]

zadajnika, który z kolei jest przemieszczany przez chirurga. W związku z powyższym chirurg ma bezpośredni wpływ na trajektorię poruszania się narzędzia. Systemy te najczęściej wykorzystują kilka zrobotyzowanych ramion (3–5), natomiast chirurg steruje nimi przy użyciu dwóch zadajników. W celu zapewnienia pełnej kontroli nad wszystkimi ramionami stosuje się różne rozwiązania. W przypadku robota *Robin Heart* ramię z kamerą laparoskopową może być sterowane głosem, a dwa pozostałe ramiona – przy użyciu zadajnika. W przypadku 5 ramion w systemie Da Vinci jest zainstalowany system umożliwiający przełączanie się na sterowanie konkretnym ramieniem, bądź też do operacji



Rys. 3. Systemy robotyczny Da Vinci [1]



Rys. 4. Systemy robotyczny Robin Heart [12]

jest zaangażowany dodatkowy chirurg-asystent sterujący pozostałymi ramionami. Oprócz rozwiązania problemu ze sterowaniem kilkoma ramionami robota w systemach tych są wprowadzone zaawansowane algorytmy poprawiające jakość sterowania oraz filtrujące zakłócenia (np. drżenie rąk chirurga).



## b. Zautomatyzowane narzędzia laparoskopowe

Rys. 5. Robot Hyper Finger: a) zadajnik i robot, b) schemat sterowania[6]

W literaturze można znaleźć informacje na temat zautomatyzowanych narzędzi laparoskopowych. Nie są to urządzenia tak bardzo kompleksowe i rozbudowane jak systemy robotyczne, jednakże ich struktura kinematyczna pozwala na sprawne przeprowadzenie operacji chirurgicznej. Ich systemy sterowania są ściśle powiązane z budową. Można więc rozróżnić dwa rodzaje sterowania. Pierwsze, gdy układy kinematyczne zadajnika i robota są takie same, oraz gdy układy kinematyczne zadajnika i robota są różne. Jako przykład narzędzia z identyczną kinematyką można tutaj przytoczyć robota *Hyper Finger* (rys. 5). opracowane go przez K. Ikutę [6]. Układ sterowania takim robotem oparty jest na zbieraniu informacji o położeniu kątowym wałów silników znajdujących się na zadajniku. Następnie wysyła się te informacje bezpośrednio do odpowiednich sterowników, które z kolei wymuszają przemieszczenie wałów silników robota. Oczywiście pomiędzy enkoderami zadajnika a sterownikami wprowadzane są algorytmy filtrujące zakłócenia, które poprawiają jakość regulacji.



Rys. 6. Robot Novel Bending Mechanism: a) zadajnik z robotem, b) schemat sterowania [7]

Inaczej wygląda system sterowania, jeśli kinematyka robota i zadajnika są różne. Przykładem może być tutaj *Novel Bending Mechanism* [7] (rys. 6) opracowany przez C. Ishii. Takie sterowanie jest częściej spotykane, ponieważ konstrukcję zadajnika można dostosować do potrzeb chirurga. Jednakże w tym przypadku niezbędne jest wprowadzenie do układu sterowania macierzy przekształceń, dzięki którym sczytane położenia przegubów zadajnika są przeliczane na wartości docelowych położeń przegubów robota. Macierze te są przedstawione na rysunku 6b jako blok macierzy przekształceń. Wprowadzenie macierzy przekształceń może powodować pojawienie się punktów osobliwości wynikających z przekształceń matematycznych (mnożenie bądź dzielenie wartości bliskich zeru). Dlatego też w tych układach sterowania za macierzą inwersji wprowadza się pewne algorytmy niwelujące te osobliwości. Powoduje to rozbudowę modelu sterowania poprawiając bezpieczeństwo i jakość sterowania.

## 3. Sterowanie lokomocją

W tej grupie robotów chirurgicznych małoinwazyjnych jest wiele różnych pomysłów na doprowadzenie narzędzia do pola operacyjnego. Każdy z tych pomysłów wykorzystuje odmienną zasadę lokomocji, a zatem również odmienny układ sterowania. Do jednych z najprostszych układów sterowania w tej grupie robotów można zaliczyć roboty wyko-rzystujące naturalne ruchy organizmu.

## a. Roboty wykorzystujące naturalne ruchy organizmu



Najczęściej są to roboty-kapsułki połykane przez człowieka. Naturalne ruchy perystaltyczne przemieszczają robota wzdłuż układu pokarmowego. W trakcie przemieszczania robot zbiera i przesyła informacje o stanie pacjenta (robot diagnozujący). Przykładem takiego robota może być *Pill Cam* (rys. 7).

Rys. 7. Kapsułka diagnostyczna Pill Cam [9]

Podsumowanie najnowszych technologii związanych z tym rodzajem robotów można znaleźć w publikacji [11]. Z uwagi na

brak sterowania urządzenia te nie będą szerzej omawiane.

### b. wykorzystujące naturalne struktury organizmu

Do tej grupy można zaliczyć roboty, których sterowanie polega na wymuszeniu przesuwu liniowego, a kierunek jest definiowany poprzez ułożenie organów wewnętrznych ciała człowieka. Do tego typu robotów można zaliczyć robota-kapsułkę[13] (rys. 8), który



Rys. 8. Robot – Mechanism for mesocale legged locomotion [13]

po połknięciu jest przemieszczany poprzez naturalne ruchy perystaltyczne jelit. Gdy dojdzie do miejsca zmienionego chorobowo, można rozewrzeć jego nogi i zablokować go. Następnie poprzez sterowanie kierunkiem obrotu wałów silników wywołuje się ruch nóżek robota i jednocześnie jego przemieszczenie w określonymi kierunku.

Innym przykładem robotów wykorzystujących naturalne struktury organizmu jest *Self-propeling Endoscope*[4]. Zasada jaka jest wykorzystana do poruszania tym robotem polega na napełnieniu powietrzem połączonych szeregowo balonów. Pomiędzy balonami znajdują się dławiki, które spowalniają proces przepływu powietrza (rys. 9). Sterowanie w głównej mierze polega na przesterowaniu zaworu na podawanie bądź spuszczanie sprężonego powietrza z balonów.



**Rys. 9.** Robot *Self-propeling Endoscope* a) zasada działania, b) schemat sterowania robotem[4]



Rys. 10. Robot Active Catheter, a) zasada przemieszczania, b) budowa, c) system sterowania [8]

Jednakże ten sposób lokomocji nie pozwala na poruszanie się w żyłach. Dlatego też powstało zupełnie inne podejście bazujące na napędach SMA (shape memory alloy), które zostało wykorzystane w robocie *Active Catheter* [8]. Jest to robot hiper-redundantny, w którym do komunikacji pomiędzy napędami wykorzystano szynę transmisji danych bazującym na protokole IC (rys. 10). Sterowanie poszczególnymi członami robota jest realizowane poprzez dedykowany układ tranzystorowy, który w zależności od przesłanej komendy załącza zasilanie elektryczne do sprężyn SMA. Wówczas odkształcenia sprężyn powodują ugięcie członu w określonym kierunku. Robot ten jest przeznaczony do poruszania się wewnątrz żył ze względu na konieczność chłodzenia napędów, które jest zapewnione poprzez przepływ krwi.

#### c. Sterowanie sekwencyjne

Powyżej opisane roboty chirurgiczne sa ograniczone pod względem ich zasięgu. To znaczy, że są stosowane jedynie w naturalnych przewodach, lub bezpośrednio pod powierzchnią skóry. Obecnie prowadzone są badania, które mają na celu umożliwienie dotarcia narzędziem do miejsc bardziej oddalonych od punktu przejścia przez powłoki skórne lub do miejsc zasłoniętych przez inne organy. Jednym z takich robotów jest Highly Ariculated Robotic Probe [3]. System sterowania takim robotem polega na sekwencyjnym napinaniu linek dwóch współosiowych przewodów (rys. 11). Zasada przemieszczania polega na naprzemiennym usztywnianiu i rozluźnianiu przewodów. Gdy w przewodzie wewnętrznym linka zostanie napięta, wówczas przewód ten się usztywnia. Następnie rozluźnia się linki przewodu zewnętrznego i przesuwa się go do przodu. Wówczas przewód wewnętrzny staje się jego prowadnicą. Po wysunięciu przewodu zewnętrznego przesterowuje się linki - skręcając tym samym człon prowadzący w określonym kierunku. W dalszej kolejności napina się linki przewodu zewnętrznego, a rozluźnia wewnętrznego. W tym momencie sztywny przewód zewnętrzny staje się prowadnicą, więc można przesunąć przewód wewnętrzny zachowując wywołany wcześniej skręt. Takie sekwencyjne sterowanie pozwala na zachowanie sztywności manipulatora i dotarcie do trudno dostępnych miejsc w ciele pacjenta.



Rys. 11. Robot High Articulated Robotic Probe [3]

Z drugiej jednak strony w robocie tym nie ma możliwości sterowania położeniem narzędzia w polu operacyjnym. Dlatego też urządzenie to można wykorzystywać jedynie w diagnostyce.

## d. Roboty hiper-redundantne

Kinematyka robotów hiper-redundantnych umożliwia takie ułożenie korpusu robota, aby ten dopasował się do struktury organizmu. Dlatego też coraz więcej naukowców pracuje nad tym rodzajem robotów. We wcześniejszej części artykułu został opisany robot Active Catheter bazujący na napędach SMA. Konieczność chłodzenia oraz niedokładności w pozycjonowaniu nie pozwalają na zastosowanie go do przeprowadzenia operacji chirurgicznej w innych częściach ciała. Dlatego też powstały zupełnie inne konstrukcje robotów hiper-redundantnych. Przykładem może być tutaj robot do badania okrężnicy[5] przedstawiony na rys. 12. Robot ten jest zbudowany z 10 sekcji sterowanych niezależnie z użyciem 20 cięgien. Sterowanie robotem odbywa się poprzez wpychanie robota i skręcanie sekcji pierwszej w określonym kierunku. Następnie podczas dalszego wpychania układ sterowania sczytuje aktualne położenie każdej z sekcji wprowadzonych do ciała pacjenta i wprowadza je jako wartość zadaną do sekcji po niej następującej. Czyli następuje kopiowanie położenia sekcji prowadzącej przez kolejne sekcje. Ten układ sterowania nie uwzględnia zmian ułożenia ciała pacjenta podczas operacji. Dodatkowym utrudnieniem w tym robocie jest konieczności oszacowania wpływu napinania linek w sekcjach początkowych na pozostałe sekcje. Jest to trudne do zrealizowania, lecz konieczne ze względu na dokładność odzwierciedlenia trajektorii i bezpieczeństwo pacjenta.



Rys. 12. Colonoscopic robot: a) budowa, b) symulacje wprowadzenia do okrężnicy [5]

## 4. Podsumowanie

W pracy został przedstawiony podział robotów i manipulatorów wykorzystywanych do przeprowadzania operacji małoinwazyjnych. Dla każdej z grup wybrano i opisano przykład robota najlepiej reprezentującego daną grupę.

Na podstawie przeprowadzonej analizy można stwierdzić, że układ sterowania z reguły jest dostosowany do budowy oraz zasady działania robota. Jednakże obecnie coraz częściej ukazują się artykuły opisujące urządzenia już istniejące. W publikacjach tych w głównej mierze nacisk jest położony na układ sterowania, który poprawia jakość sterowania, funkcjonalność czy też dokładność pozycjonowania. Tak więc można stwierdzić, że ta część robotyki chirurgicznej małoinwazyjnej będzie dynamicznie rozwijana.

#### Streszczenie

Referat zawiera opis najnowszych osiągnięć naukowców w dziedzinie robotyki medycznej związanej z przeprowadzeniem operacji małoinwazyjnych (dalej określanych jako robotyka małoinwazyjna). W referacie został zaproponowany podział robotów medycznych ze względu na zastosowany w nich układ sterowania. Tak więc, w kolejnych podrozdziałach są przedstawione roboty według zaproponowanego kryterium podziału.

#### Literatura

- [1] Bodner J. i in., "The da Vinci robotic system for general surgical applications: a critical interim appraisal", SWISS MED WKLY 2005; 135: 674–678.
- [2] Clancey O., Witten M., "A Memetic Algorithm for Dosimetric Optimization in CyberKnife Robotic Radiosurgical Treatment Planning, Evolutionary Computation (CEC)", 2011 IEEE Congress on, 5–8 June 2011.
- [3] Degani A. i in., "Highly Articulated Robotic Probe for Minimally Invasive Surgery" Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation Orlando, Florida – May 2006.
- [4] Glozman D., "A Self-Propelled Inflatable Earthworm-Like Endoscope Actuated by Single Supply Line", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 57, NO. 6, June 2010.
- [5] Haiyan H. i in., "Two-Dimension Guidance Control and Simulation of a Colonoscopic Robot", 2011 The 6<sup>th</sup> International Forum on Strategic Technology.
- [6] Ikuta K., Hasegawa T. and Daifu S., "Hyper Redundant Miniature Manipulator" Hyper Finger "for Remote Minimally Invasive Surgery in Deep Area", Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics & Automation Taipei, Taiwan, September 14–19, 2003.
- [7] Ishii S. i in., "Robotic Forceps Manipulator With a Novel Bending Mechanism" IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 15, No. 5, October 2010.
- [8] Lim G. i in., "Active Catheter With Multi-Link Structure Based on Silicon Micromachining", Proceedings of the 1995 IEEE International Conference on Robotics & Automation.
- [9] McCaffrey C. i in., "Swallowable-Capsule Technology, Pervasive Computing", IEEE, Jan-March 2008.
- [10] Nawrat., Kostka P., "The Robin Heart telemanipulation user interface", Journal of Biomechanics Volume 39, Supplement 1, 2006, Pages S575.
- [11] Pang G., Wang L., "Swallowable Wireless Capsule Endoscopy: Progress and Technical Challenges", Gastroenterology Research and Practice Volume 2012 (2012), Article ID 841691.
- [12] Podsędkowski L., Żak P., "Tests on Cardiosurgical Robot RobIn Heart 3" Lecture Notes in Control and Information Sciences, Springer Verlag, Volume 396/2009.
- [13] Valdastri P. i in., "A New Mechanism For Mesoscale Legged Locomotion In Compliant Tubular Environments", IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS, VOL. 25, NO. 5, OCTOBER 2009.

# Projektowanie mechatroniczne, optymalizacja i bioinżynieria telemanipulatora torakokardiochirurgicznego

Grzegorz Ilewicz\*, Zbigniew Nawrat\*\*, Katarzyna Sokołowska\*\*\*

## Summary

Mechatronic design of medical devices is an issue for which in Poland there has not been presented an integrated technology and architecture determined by fundamental scientific groups fundamental and border sciences. Interdisciplinary approach to the reconstruction of a classical mechatronic design in medicine and bioengineering established on the basis of individual works of several academic researchers. Optimal guidelines and the highest standard for designers and manufacturers of medical devices and strategy of design in large project with use of the multiphysics computer applications and norm of esthetics were created on the grounds of the work in Robin Heart project.

**Keywords:** mechatronic design, paradigm of design, bioengineering, optimization, multiphysics, structural analysis

## 1. Wprowadzenie

Projektowanie mechatroniczne umożliwia sprawne i metodyczne zarządzanie procesem konstruowania i poszukiwania rozwiązań optymalnych konstrukcji robota medycznego oraz cyklem jego życia. Alternatywnie do projektowania metodami znanymi inżynierom wypracowano metodę projektowania i konstruowania w oparciu o doświadczenia naukowe i analityczne trzech zespołów badawczych (Tabela 1).

Medycyna	Technika	Estetyka							
bioinżynieria i sztuczne narządy, bioetyka	mechatronika i optymalizacja wydatków	innowacyjna estetyka							
biomechanika, anatomia, kardio i torakochirurgia	cybernetyka i planowanie wytwarzania	strategia przetwarzania informacji							

Tabela 1. Zakres wiedzy projektowo-konstrukcyjnej trzech ośrodków akademickich

<sup>\*</sup> Stowarzyszenie na Rzecz Robotyki Medycznej, Politechnika Śląska.

<sup>\*\*</sup> Stowarzyszenie na Rzecz Robotyki Medycznej, Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii, Śląska Akademia Medyczna.

<sup>\*\*\*</sup> SOKKA.

Medycyna	Technika	Estetyka		
biometria i wideoskopia oraz wirtualne obrazowanie medyczne	cyfrowe prototypowanie i opracowanie dokumentacji	logika rozwiązywania problemów trudnych		
bionika	matematyka stosowana i multifizyka	opracowanie logo		
biocybernetyka	pomiar i archiwizacja danych oraz taktyka obiektywnego podnoszenia jakości urządzenia medycznego	opracowanie oferty biznesowo-handlowej produktu		



**Rys. 1.** Mechatroniczne urządzenia półautomatyczne jako funkcjonalne instrumentarium operacyjne i Robin Heart elektro koagulujący tkankę serca prezentowane przez ojca polskiej mechatroniki medycznej podczas Warsztatów Chirurgicznych w 2009 roku

Zbudowano tym samym wewnątrz dostępnego paradygmatu naukowego technikę naukowo-badawczą stanowiącą podstawę do tworzenia konstrukcji teleoperatora medycznego o maksymalnej efektywności medyczno-mechatronicznej.

Dokonano tym samym rekonstrukcji klasycznego podejścia do projektowania i konstruowania urządzania głównie z powodu środowiska pracy teleoperatora jakim jest tkanka ludzkiego serca.

Głównymi kryteriami projektu było zachowanie istniejącej precyzji urządzenia i jej zwiększenie oraz minimalizacja wymiarów przy zachowaniu aktualnego wzoru estetyki uaktywniającego motywację do pracy kardiochirurga z teleoperatorem medycznym. Wspólne myślenie i wyjaśnianie w obszarze projektu zaowocowało stworzeniem metodologii projektowania urządzenia cybernetycznego do operacji ludzkiego organizmu.



Rys. 2. Harmonogram procesu mechatronicznego projektowania urządzenia medycznego na podstawie prac projektu Robin Heart

W pracy przedstawiono efekty pracy inżynierów, wzorników oraz lekarzy uczestniczących w procesie tworzenia teleoperatora medycznego Robin Heart, elementu zorganizowanej służby zdrowia.

# 2. Projektowanie mechatroniczne robota medycznego z zastosowaniem mechaniki komputerowej

Projektowanie mechatroniczne było metodą naukowo-badawczą budowy modelu robota medycznego poprzez wykorzystanie systemu holistycznego wiedzy inżynierskiej, medycznej i designu. W procesie konstruowania i projektowania wykorzystano metodę cyfrowego modelowania geometrycznego z zastosowaniem oprogramowania CAD.



Rys. 3. Model dynamiczny Robin Heart w środowisku ADAMS

Modelowano układy płaskie i przestrzenne w przestrzeni wirtualnej dokonując w sposób ciągły syntezy, analizy i oceny uzyskiwanych rozwiązań modeli. Wykorzystywano metody intuicyjne projektowania oraz metody matematyczne oparte o zadane kryteria. Do oceny zachowania zamodelowanych układów w warunkach pracy w polu operacyjnym wykorzystywano oprogramowanie CAE.

Oddziaływania fizyczne w strukturze oceniano z wykorzystaniem pakietów multiphysics. Na rysunku 3 pokazano model umożliwiający ocenę zjawisk fizycznych zachodzących podczas pracy telemanipulatora kardiochirurgicznego.



Rys. 4. Model sali operacyjnej wykonany w środowisku multifizycznym

Proces projektowania przebiegł w sposób elastyczny poszukiwano jednocześnie rozwiązania bezpiecznego struktury mechatronicznej robota i estetycznego sprawdzającego się w ekonomii i biznesie jako produkt handlowy. Projektowano układ tak, aby przy braku działania układu mikrokontrolera sterującego robot mógł być w sposób bezpieczny wyprowadzony z przestrzeni organizmu człowieka.

## 3. Dobór układu kinematycznego mechanizmu stałopunktowego

W celu uzyskania stałopunktowości robota medycznego, która jest wymagana w operacjach minimalnie inwazyjnych, stosuje się trzy metody uzyskania jednego wirtualnego punktu (stałego środka obrotu), który nie zmienia swojej pozycji podczas ruchów końcówki operacyjnej. Najpowszechniej używana metoda prowadząca do uzyskania tego efektu polega na syntezie mechanizmu zapewniającego pozycjonowanie i orientowanie końcówki operacyjnej względem punktu stałego przy założeniu, że oś tulei narzędzia będzie po wprowadzeniu go do organizmu człowieka przechodzić przez ten punkt [3]. Na rysunku 5 pokazano mechanizm stałopunktowy telemanipulatora kardiochirurgicznego.





Uzależniając granice całkowania od zmiennych kinematycznych przemieszczenia w kolejnych stopniach swobody mechanizmu stałopunktowego otrzymuje się teoretyczną objętość przestrzeni roboczej, jako [3]:

$$|V| = 4 \cdot \int_{0}^{\frac{\psi_{1}}{2}} d\varphi_{1} \int_{0}^{\frac{x_{1}}{2}} \sin(\varphi_{2}) d\varphi_{2} \int_{0}^{\lambda} \lambda^{2} d\lambda$$
<sup>(1)</sup>

gdzie zmiennymi konfiguracyjnymi pokazane na rysunku 1 są:

- $\varphi_1$  zmienny kąt obrotu w pierwszym stopniu swobody,
- $\varphi_2$  zmienny kąt obrotu w drugim stopniu swobody,

 $\lambda$  – translacja w trzecim stopniu swobody odmierzana od punktu stałego,

co odpowiada czterem objętościom |V| przedstawianym na rysunku 6.



**Rys. 6.** Bryła opisująca geometrię czwartej części przestrzeni roboczej z naniesionymi parametrami odpowiadającymi zmianie zakresów ruchu w trzech kolejnych stopniach swobody mechanizmu stałopunktowego z rys. 1 [3]



Rys. 7. Przestrzeń robocza wyznaczona metodami modelowania CAD [3]

Objętość i kształt przestrzeni roboczej wyznaczono również metodami cyfrowego prototypowania w celu sprawdzenia poprawności uzyskanego wyniku.

Określenie kształtu i rozmiarów przestrzeni roboczej jest istotnym elementem projektowania struktury mechanizmu stałopunktowego robota torakokardiochirurgicznego ponieważ od przestrzeni roboczej zależy geometria jego struktury. W pierwszym etapie modelowania przeprowadzono syntezę mechanizmów stałopunktowych w celu doboru najlepszego łańcucha kinematycznego telemanipulatora kardiochirurgicznego. Różnorodne warianty struktury pokazano na rysunkach 8 i 9.



Rys. 8. Wariant I mechanizmu równoległowodowego (schemat strukturalny) wraz z macierzą struktury.[3]



**Rys. 9.** Wariant IV mechanizmu równoległowodowego (schemat strukturalny) wraz z macierzą struktury i myślowym odrzuceniu pary kinematycznej V klasy, niższej, obrotowej D wprowadzającej do łańcucha kinematycznego więzi nadmiarowe.[3]

Istotne podczas procesu syntezy mechanizmu stałopunktowego było dobranie mechanizmu realizującego zadane prawo ruchu i pozycjonującego, i orientującego końcówkę operacyjną której ruch był ze względu na funkcję układu i przeznaczenie oczekiwany. Dobierany mechanizm musiał spełniać podstawowe warunki geometryczne i wymiary uwarunkowane (rys. 5):

$$BE\#CF, CH\#DG, CD\#GH, BC\#EF, BE||DG$$
(2)

co jest konieczne do zachowania stałopunktowości kinematycznej.

Istotne było usytuowanie końcówki operacyjnej względem płaszczyzny równoległowodu. Chodzi o możliwość obrotu końcówki o kąt  $\gamma$  w płaszczyźnie prostopadłej do osi n. Pomyślany obrót końcówki o kąt  $\gamma$  jest powodem powstania abstrakcyjnego stożka o kącie rozwarcia równym  $2\beta$  i wierzchołku w punkcie stałym S, na którego powierzchni zawsze znajduje się oś tulei końcówki operacyjnej przy takim przemieszczeniu kątowym.



**Rys. 10.** Końcówka operacyjna z zaznaczoną możliwością ruchu w płaszczyźnie prostopadłej do osi obrotu n o wartość y [3]

W celu modelowania matematycznego ruchu rozwiązano proste i odwrotne zagadnienie kinematyki o położeniu dla mechanizmu stałopunktowego o ruchliwości W = 3 przy wykorzystaniu podstawowej notacji Denavita-Hartenberg'a z użyciem macierzy jednorodnych obrotu i translacji:

$$Rot_{(\pi,\varphi)} = \begin{bmatrix} R(\overline{n},\varphi) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix}$$
(3)

$$Tran_{(\overline{p})} = \begin{bmatrix} 1 & \overline{\mathbf{w}} \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix}$$
(4)

gdzie:

$$\begin{split} & \overrightarrow{\mathbf{n}} & - \text{ wektor jednostkowy } \overrightarrow{\mathbf{n}} = \begin{bmatrix} n_x, n_y, n_z \end{bmatrix}^T, \\ & \varphi & - \text{ kąt obrotu złącza (zmienna złączowa),} \\ & \mathbf{R}(\overrightarrow{\mathbf{u}}, \varphi) & - \text{ macierz obrotu } 3x3, \ & \overrightarrow{\mathbf{w}} = \begin{bmatrix} w_x, w_y, w_z \end{bmatrix}^T \\ & \overrightarrow{\mathbf{w}} & - \text{ wektor przesunięcia (zmienna złączowa),} \\ & \overrightarrow{\mathbf{0}} & - \text{ wektor wierszowy } \overrightarrow{\mathbf{0}} = \begin{bmatrix} 0, 0, 0 \end{bmatrix}. \end{split}$$

Na rysunku 11 pokazano sposób przyjęcia układów współrzędnych złączy kinematycznych zgodnie z formalizmem opracowanym przez Denavita-Hartenberga. W tabeli 2 określono parametry i zmienne mechanizmu stałopunktowego.



**Rys. 11.** Mechanizm stałopunktowy o ruchliwości W = 3. Układy współrzędnych złączowych przyjęto zgodnie z notacją Denavita – Hartenberga [3]

Та	bela.	2	Parametry	уi	zmienne	mechanizmu	stał	lopun	ktowego
----	-------	---	-----------	----	---------	------------	------	-------	---------

i	a <sub>i</sub>	$lpha_{ m i}$	<b>s</b> <sub>i</sub>	$arphi_{ m i}$
1.	0	$\frac{\pi}{2}$	<b>S</b> <sub>1</sub>	$\varphi_1$ , var
2.	0	0	s <sub>3</sub> , var	$\varphi_2$ , var

Położenie efektora dla zmiennych pokazanych w tabeli 2 uzyskuje się jako:

$$\varphi_1 \begin{bmatrix} \mathbf{0} \\ \mathbf{r} \\ 1 \end{bmatrix} = {}^{0}_{3} \mathbf{B} \begin{bmatrix} \mathbf{0} \\ 1 \end{bmatrix}$$
(5)

W postaci algebraicznej składowe wektora  ${}^{0-}$ r opisującego położenie efektora mają postać:

$${}^{0}r_{x} = \left(\left(-\cos(\varphi_{1})\right) \cdot \sin(\varphi_{2})\right) \cdot s_{3} \tag{6}$$

$${}^{0}r_{y} = \left(\left(-\sin(\varphi_{1})\right) \cdot \sin(\varphi_{2})\right) \cdot s_{3} \tag{7}$$

$${}^{0}r_{z} = ((-\cos(\varphi_{1})) \cdot s_{3} + s_{1}$$
(8)

Zagadnienie polegające na weryfikacji przyjętych cech geometrycznych mających wpływ na: założone prawo ruchu, zakres ruchu oraz istnienie punktu stałego rozwiązano przy użyciu specjalistycznego oprogramowania CAE. Bryłowy model fizyczny CAE pokazano na rysunku 12.



**Rys. 12.** Zmiana wartości przyspieszenia *a* (punktu B względem punktu A) na tulei końcówki operacyjnej ruchu złożonym będące efektem dźwigni kinematycznej spowodowanej hipotetycznymi więzami punktu stałego [3]

Na podstawie równania (9) uzyskano wielkości oddziaływań mechanicznych:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{M} & \ddot{\mathbf{o}}_{q}^{\mathrm{T}} \\ \ddot{\mathbf{o}}_{q} & \mathbf{0} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \frac{\ddot{\mathbf{q}}}{\ddot{\mathbf{e}}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \overline{\underline{Q}}_{e} \\ \overline{\overline{Q}}_{d} \end{bmatrix}.$$
(9)

M – macierz masy,

- **q** wektor współrzędnych uogólnionych,
- $\phi_{q}\,$  macierz pochodnych cząstkowych, Jacobiego więzów,

 $\overline{\lambda}$  – wektor współczynników Lagrange'a,

 $\overline{Q}_{e}$  – wektor przyłożonych sił,

$$\overline{Q}_{d} = -(\varphi_{q}^{D} \cdot \dot{q})_{q} \cdot \dot{q} + 2 \cdot \varphi_{tq}^{D} \cdot \dot{q} + \varphi_{tt}^{D}.$$

Dla zadanej funkcji harmonicznej badano przyspieszenia końcówki operacyjnej. Przykładowy przebieg zjawiska pokazano na rysunku 13. Na rysunku 14 przedstawiono wykres momentu napędowego pierwszego złącza telemanipulatora RH1.



Rys. 13. Przyspieszenie końcówki operacyjnej względem osi Z [3]



Rys. 14. Przebieg momentu napędowego w parze kinematycznej A ramienia telemanipulatora Robin Heart 1 [3]

## 4. Modelowanie multifizyczne i optymalizacja strukturalna

Modelowano układ mechaniczny ramienia robota w spoczynku i ruchu przez co w efektywny sposób oceniono wytrzymałość struktury. Na rysunku 15 pokazano schemat blokowy algorytmu obliczeń MES. Na rysunku 16 pokazano model dyskretny ogniwa i struktury robota z nałożoną siatką simpleksów.

Ostatecznie przy wykorzystaniu hipotezy energetycznej oceniono nierównomierność rozkładu współczynnika bezpieczeństwa na podstawie wyników naprężenia pokazanego na rysunku 18.

Przeprowadzono proces optymalizacji kształtu i w oparciu o kryterium minimum masy uzyskano minimalną i akceptowalną geometrię struktury mechanizmu stałopunktowego robota medycznego Robin Heart. Dla uzyskanych wyników badano częstotliwości drgań własnych końcówki operacyjnej dla skrajnych położeń mechanizmu robota.


#### SCHEMAT BLOKOWY ALGORYTMU OBLICZEŃ NUMERYCZNYCH MES

Rys. 15. Schemat blokowy algorytmu obliczeń MES [3]



Rys. 16. Ogniwo dyskretyzowane 3 – simpleksami bryłowymi [3]



Rys. 17. Przykład modelu MES ramienia Robin Heart [3]



Rys. 18. Mapa naprężenia redukowanego wg Hubera ogniwa nr 5 [3]

Rys. 19. Rozkład współczynnika bezpieczeństwa [3]



Rys. 20. Wykres wartości częstotliwości drgań własnych dla kolejnych postaci drgań układu nieswobodnego [3]

Określano również deformacje ogniw dla układu swobodnego dla interesujących postaci drgań.



Rys. 21. Wykres deformacji ogniwa nr 2 dla 11. postaci drgań układu swobodnego [3]

#### 5. Dobór układu napędowego

Podstawowym parametrem doboru serwomotorów dla konstrukcji ramienia robota Robin Heart był generowany moment napędowy i ich minimalna masa. Pożądaną wartość momentu napędowego uzyskano z zastosowaniem programu do analizy dynamiki Adams.

Dla ramienia Robin Heart 2 dobrano serwomotory prądu stałego firmy Maxon na podstawie charakterystyk prądowo-mechanicznych oraz układ przekładni harmonicznej zapewniającej odpowiednie parametry ruchu z wykorzystaniem równań analitycznych.



Rys. 22. Serwomotory Maxon do zastosowania w telemanipulatorze torakokardiochirurgicznym [5]



**Rys. 23.** Model fizyczny telemanipultora Robin Heart 2 oraz prototyp testujący dobrane układy silników prądu stałego wraz z przekładniami [6]

#### **Podsumowanie**

Praca przedstawia metodologię projektowania urządzenia do operowania ludzkiego serca, którego konstrukcja pojawiła się na skutek potrzeby precyzyjnego operowania chorego organizmu. Głównym celem pracy było zbudowanie metodologii projektowania mechatronicznego urządzenia medycznego na przykładzie badań prowadzonych przez zespoły badawcze, politechniki, akademii medycznej i akademii sztuk pięknych przy projekcie robota medycznego Robin Heart produkowanego przez Fundację Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrzu. Ze względu na niewielki rozmiar jaki nakładają ramy artykułu pokazano niewielki zakres realizowanych doświadczeń. Z założenia praca stanowi przygotowanie do szerszej publikacji na temat optymalnego projektowania mechatronicznego urządzeń medycznych.

#### Podziękowanie

Autorzy chcą podziękować za twórcze rozmowy naukowe i inspirację naukową następującym osobom: **Romualdowi Cichoniowi, Michałowi Zembali, Joannie Śliwce i Pawłowi Kostce**, oraz wszelkim innym osobom przychylnym pracom interdyscyplinarnego zespołu badawczego Laboratorium Biocybernetyki FRK.

#### Streszczenie

Projektowanie mechatroniczne urządzeń medycznych jest zagadnieniem dla którego w Polsce do tej pory nie została przedstawiona zintegrowana technologia i architektura ustalona przez zespoły nauk granicznych i podstawowych. Na podstawie autorskich prac naukowców kilku ośrodków akademickich dokonano interdyscyplinarnej rekonstrukcji klasycznego podejścia do projektowania mechatronicznego w medycynie i w bioinżynierii. Na podstawie prac systemu Robin Heart zbudowano optymalne wytyczne i wzorzec jakości dla projektantów konstruktorów urządzeń medycznych oraz strategię projektowania w projekcie dużym z wykorzystaniem aplikacji komputerowych multifizyki i wzorców estetyki.

# Literatura

- [1] Dietrych J., Konstrukcja i konstruowanie. Problemy i metody techniki. WNT. Warszawa 1968.
- [2] Dietrych J., System i konstrukcja. WNT. Warszawa 1978.
- [3] Ilewicz G., Optymalizacja czynności ruchowych końcówki operacyjnej telemanipulatora kardiochirurgicznego. Rozprawa doktorska 2011. Opis nauka-polska.pl
- [4] Schety D., Kolk R., Mechatronics System Design. Stamford. United States of America 2011.
- [5] http://www.designfax.net/archives/0902/0902motionfeature.asp, *The Slow Speeds of Surgery by Matt Badger*, sales engineer, Maxon Precision Motor.
- [6] Zdjęcie Robin Heart 2 (proj. K. Mianowski) materiały Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii.

# Stanowiska treningowo-badawcze narzędzi i robotów chirurgicznych Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Z. Religi w Zabrzu

Zbigniew Małota\*, Zbigniew Nawrat\*, Paweł Kostka\*, Wojciech Sadowski\*, Piotr Rybka\*, Kamil Rohr\*

#### Summary

Medical errors in many cases are the results of human factors connected with the modern invasive techniques. Simulation training allows trainees to learn safely from their mistakes to become expert surgeons by repetitive practice. Modeling tissue and medical procedures provide a basis for determining principles for the design and control of medical robots and robot operations planning. As a part of the educational program of Robin Heart project we made the original simulator of laparoscopic surgery, also used for research of mechatronic tools (eg DuoTeacher with master-apprentice training). Knowledge of surgery problems, surgery objectives and how to achieve them were the basis of a European project Stiff-flop, which aims to solve the problem of construction tools with a variable, adjustable stiffness and geometry. The project is coordinated by Professor Kaspar Althofer from Kings College in London. The Laboratory of Biocybernetics of FRK is responsible for implementing the control console arm and the robot research station.

Keywords: surgical training simulation, medical education, Robotic surgery

#### 1. Wprowadzenie

Modelowanie jako metoda poznawcza odgrywa szczególną rolę w naukach medycznych, w których metoda eksperymentu fizycznego jest trudna do zrealizowania ze względu na ingerencję w obiekt żywy oraz ze względów etycznych. Modelowanie tkanek oraz elementów operacji stanowi podstawę określenia założeń dla konstrukcji i sterowania robotami, a także planowania operacji robotem [5].

Istotnym elementem strategii projektowania narzędzi jest nie tylko wiedza na temat samego zadania, w tym np. oddziaływania narzędzi na tkanki, ale też zrozumienie specyfiki doświadczenia chirurga. To od jego sprawności i wiedzy zależy efekt operacji, on jest klientem, który zdecyduje o zakupie i zakresie stosowania projektowanych narzędzi.

Chirurgia endoskopowa i zrobotyzowana wymagają odpowiedniej wyobraźni i umiejętności manualnych. Według zaleceń Europejskiej Unii Specjalistów Medycznych (UEMS), szkolenie powinno być postrzegane jako przywilej dla zainteresowanych i zdolnych do

<sup>\*</sup> Instytut Protez Serca, Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Z. Religi w Zabrzu.

poświęceń chirurgów; to nie tylko demonstracja technik, ale interaktywne nauczanie, ścisłe nadzorowanie i ocena postępu szkolenia, dialog, a także kierowanie karierą zawodową. Portal IRCAD w Strasburgu (www.websurg.com), strony internetowe ILS w Bordeaux (www.e-laparoscopy.com), EAES (www.eaes-eur.org), SAGES (www.sages.org), centrum laparoskopowe w Delhi (www.laparoscopyhospital.com) i inne (np. www.laparoscopy. com) są bogatym źródłem wiedzy o chirurgii małoinwazyjnej. Ćwiczenia na zwierzętach zastępowane są obecnie przez szkolenie na endotrenerach (endotrenażerach) oraz symulatorach wykorzystujących rzeczywistość wirtualną. Symulatory dają również możliwość kontroli nabytych podczas szkolenia umiejętności przez nadzorującego chirurga oraz pozwalają na ilościową ocenę np. ekonomiki i celowości ruchów, czasu, liczby popełnionych błędów itp. [5].

Symulatory do wideochirurgii można podzielić według realizowanych zadań na dwie grupy:

- 1. Trenażery zadań częściowych, które mają na celu zapewnienie nabycia umiejętności istotnych i niezbędnych do wykonywania różnych operacji. Pozwalają na rozwój koordynacji wzrokowo-ruchowej podczas typowych, podstawowych czynności manualnych, jak szycie, cięcie, robienie pętli itp.
- 2. Trenażery zadań ogólnych, które symulują całe złożone procedury chirurgiczne, zwykle składające się z kilku zadań częściowych (np. cholecystektomii).

Ze względu na rodzaj modeli i stopień ich uproszczenia trenażery możemy podzielić na dwie grupy: wysokiej i niskiej wierności (odwzorowania).

Modele różnią się w odniesieniu do ich poziomu wierności lub realizmu, w porównaniu z realnym pacjentem. Wierność symulatora określa stopień, w jakim odwzoruje realizm poprzez cechy, takie jak funkcje wzrokowe, słuchowe, funkcje dotykowe (właściwości mechaniczne), funkcje percepcyjno-motoryczne, możliwości reakcji (sprzężenia) i współdziałania z operatorem.

Niektóre z tych symulatorów związane są z istniejącą konsolą przetwarzania np. obrazów, takich jak rezonans magnetyczny (MRI) i tomografia komputerowa (CT). Te symulatory są głównie stosowane jako uzupełnienie narzędzi diagnostycznych, a także w planowaniu operacji, ale na ogół nie są dobrze przystosowane do symulacji umiejętności chirurgicznych. Druga generacja symulatorów zawiera nie tylko geometryczne modelowanie anatomii ciała, ale również modelowanie fizyczne właściwości żywych tkanek. Wprowadzenie biomechanicznych właściwości jest niezbędne, aby wprowadzić realistyczne interakcje między narzędziami chirurgicznymi a tkankami miękkimi w czasie ich cięcia czy deformacji. Trzecia generacja symulatorów pozwala połączyć anatomiczne, fizyczne i fizjologiczne cechy modelowania funkcji niektórych układów organicznych, takich jak systemy sercowo-naczyniowe, układ oddechowy lub pokarmowy. Ze względu na funkcjonalność trenażery medyczne (ich konstrukcje) możemy podzielić na:

- warsztatowe (bench model),
- typu box (video box, screen-based simulations),
- oparte na sztucznych modelach (synthetic, inanimate),
- wirtualne (virtual reality, computer-based models),
- typu AR (augmented reality, oparte na rozszerzonej rzeczywistości wirtualnej),

- hybrydowe,
- zrobotyzowane,
- zwierzęce,
- ex vivo (ex vivo animal tissue models),
- *in vivo* (cadaveric models).

Symulacja przy użyciu obiektów fizycznych zwykle obejmuje modele z tworzyw sztucznych, gumy i lateksu. Obiekty te są używane do symulowania (modelowania) różnych narządów i patologii oraz umożliwienia wykonania konkretnych zadań i procedur [1]. Trenażer typu box używa rzeczywistych instrumentów laparoskopowych oraz systemu optycznego, stosowanego zwykle klinicznie w celu manipulowania "syntetycznymi" tkankami [3]. Niektóre symulatory fizyczne mogą również odtworzyć odczucia dotyku (dotykowe sprzeżenie zwrotne) z rzeczywistego środowiska chirurgicznego. Fizyczne symulatory zazwyczaj pomagają w rozwoju koordynacji ręka-oko i umiejętności ruchowych, niezbędnych do realizacji konkretnych zadań, takich jak np. cięcie, szycie, chwytanie wycinka struktury tkanki [6]. Fizyczne symulatory muszą być ponownie wyposażone po każdym użyciu, co wymaga pewnych inwestycji w czasie. Modele te mają wiele ograniczeń, w tym ograniczenie realizmu i dotyku, oraz pozbawione są metryk do oceny wydajności. Tego typu symulatory nie mierzą bezpośrednio toru ruchów narzędzia czy sprawności operatora i wymagają wyszkolonego obserwatora do określenia wydajności [3]. Ocena ma miejsce, gdy stażyści wykonają szereg standardowych zadań, a wydajność jest oceniana za pomocą kontroli konkretnych zadań lub globalnego formularza, wypełnianego po zadaniu. Niektórzy stażyści, wykorzystujący te rodzaje symulatorów, uważają to szkolenie za nierealne i nudne, ze względu na niską wierność rzeczywistości [5]. Badania pokazują, że są one bardzo przydatne jako instrumenty szkolenia konkretnych umiejętności chirurgicznych. Stosunkowo niska cena, wysoka dostępność i łatwość przenoszenia to główne zalety takich symulatorów. Przykładowym symulatorem umożliwiającym naukę podstawowych manualnych czynności, jak szycie, cięcie, robienie pętli itp., jest Guided Endoscopic Module, który umożliwia szkolenie i ocenę zestawu 7 umiejętności laparoskopowych, przeprowadzanych w trenażerze z zamontowanym już laparoskopem [5].

Zwróćmy uwagę na kolejne etapy rozwoju symulatorów: 1) naśladownictwo geometrii; 2) interakcja z tkanką; 3) programowanie sytuacji kryzysowych – powikłań śródoperacyjnych, zdarzeń niepożądanych, anomalii anatomicznych itp.

Wprowadzane nowe techniki zmieniają metody szkolenia. Czas zdobycia przez chirurga właściwej umiejętności i skuteczności mierzymy zwykle na podstawie tzw. krzywej uczenia.

W ramach programu edukacyjnego, towarzyszącego projektowi Robin Heart, wykonano oryginalne stanowiska testowania chirurgii laparoskopowej, wykorzystywane również do badań nad narzędziami mechatronicznymi (np. DuoTeacher z możliwością treningu mistrz–uczeń i pracą on-line z doradcą w Internecie). Wykonano również stanowisko do pracy narzędziami laparoskopowymi w wirtualnej, trójwymiarowej przestrzeni.

Proces przygotowawczy do eksperymentalnych badań na zwierzętach zawierał elementy planowania operacji na wirtualnej sali operacyjnej oraz ćwiczeń na stanowiskach symulacyjnych, w tym zawierających naturalne tkanki zwierzęce [5]. Wszystkie opracowywane testery posiadają systemy obserwacyjne i pomiarowe, umożliwiające prowadzenie prac badawczych oraz ocenę postępów ucznia.

#### 2. Stanowiska badawczo-treningowe

Znajomość zagadnienia operacji chirurgicznej, celów chirurgii i sposobu ich osiągnięcia była fundamentem podstawowych prac nad projektem robota Robin Heart. Zbudowano specjalistyczne stanowiska badawcze, opracowano metodykę badawczą i przeprowadzono badania.

By odkryć zalety i właściwości proponowanych narzędzi, wykonano wiele stanowisk badawczych do porównania narzędzi klasycznych, laparoskopowych, endoskopowych i zrobotyzowanych.

#### 2.1. Warsztaty chirurgiczne

Organizowane w FRK w Zabrzu warsztaty, tradycyjnie wieńczące część młodzieżową konferencji BioMedTech Silesia, gromadzą co roku grupę około 200 uczniów, studentów i młodych lekarzy. Ponad tysiąc młodych ludzi nabrało własnych doświadczeń, zmagając się z wykonaniem specjalnie dobranych ćwiczeń za pomocą narzędzi klasycznych, lapa-roskopowych i zrobotyzowanych. Pozostawili wiele cennych obserwacji i opinii, które budują niezwykłe doświadczenie zespołu Pracowni Biocybernetyki FRK w tej dziedzinie.

Uczestnicy organizowanych warsztatów wykonują zaplanowane zadania korzystając z przygotowanych stanowisk badawczych i pokazowych, demonstrujących różne aspekty pracy i zadań podejmowanych przez chirurga: od planowania operacji do wykonywania określonych czynności. Oprócz stanowisk treningowych, modelujących elementy operacji i pracy na preparatach odzwierzęcych, wprowadzono też eksperymenty na modelach komputerowych. Wykorzystując technologię przestrzeni wirtualnej, w FRK wykonano specjalne stanowisko treningowe do chirurgii laparoskopowej (rys. 1) oraz wirtualną salę operacyjną z zestawem wszystkich robotów rodziny Robin Heart.

Pełny efekt edukacyjny osiągnięty jest wówczas, gdy studenci uczestniczą zarówno w badaniach na stanowiskach technicznych, jak i biologicznych. Warsztaty rozpoczyna szkolenie techniki szycia klasycznego na kilkunastu stanowiskach z preparatami zwierzęcymi (skrzydełka kurze, wieprzowe nóżki). Następnie uczestnicy mają do dyspozycji wiele stanowisk treningowych (wirtualnych i realnych), są też pokazy techniki medycznej (np. ramię robota Robin Heart w modelu operacji oka czy podczas operacji neurochirurgicznej). Dodatkową atrakcją warsztatów w 2011 roku była możliwość testowania ergonomii na prototypach uchwytów narzędzi laparoskopowych, przygotowanych przez studentów Akademii Sztuk Pięknych w Katowicach.

W czasie warsztatów testowano prototypowe narzędzia półautomatyczne, wykazując, że poszczególne elementy operacji (np. kilka nacięć w różnych kierunkach) można nimi wykonać w znacznie krótszym czasie, z większą precyzją i swobodą. Jednym z istotnych badań była ocena różnych metod komunikowania się z komputerem i maszyną. Obserwacje wykorzystano podczas projektowania stanowiska operatora robota. Wszystkie modele robotów testowano pod kątem ich funkcjonalności oraz ergonomii sposobu sterowania. Jednym z dydaktycznych i badawczych celów warsztatów jest zawsze ocena wpływu sposobu obserwacji. Na wielu stanowiskach treningowych wykonywane są zadania wymagające naturalnej obserwacji wzrokowej lub obserwowania działania na monitorze 3D lub 2D.

Warsztaty chirurgiczne, organizowane w FRK od 10 lat, dały zespołowi konstrukcyjnemu ogromne doświadczenie i umożliwiły zdobycie wiedzy i umiejętności praktycznych przez ponad 1000 młodych uczestników. Stanowiły również znakomitą promocję robotyki chirurgicznej.



**Rys. 1.** Warsztaty chirurgiczne – wybrane oryginalne stanowiska badawczo-treningowe – od narzędzi klasycznych do robotów chirurgicznych. Pierwsza fotografia po lewej: testy systemu Radius; ostatnia po prawej: specjalne stanowisko badań ergonomicznych rączek laparoskopowych, przygotowywanych we współpracy ze studentami ASP w Katowicach

Prace projektowe można podzielić na kilka faz. Pierwsza dotyczyła badań relacji dynamicznych narzędzie-tkanka i umożliwiła określenie właściwych założeń konstrukcyjnych robota. Druga faza wiązała się z nauką zagadnień konstrukcyjnych robotów poprzez budowę i testowanie modeli. Następnie wykonano i przebadano prototypy robotów i narzędzi. Każdej fazie badań towarzyszył zespół weryfikujący praktycznie opracowane rozwiązania. Projektowanie stanowiska pracy chirurga było związane z badaniami w zakresie ergonomii.

#### 2.2. Specjalne stanowiska badawczo-treningowe Stiff-Flop

Europejski projekt Stiff-Flop, którego zabrzański zespół jest partnerem, opracowuje nowego robota chirurgicznego, inspirowanego ramieniem ośmiornicy. Projekt jest koordynowany przez prof. Kaspara Alhofera z Kings College w Londynie, a pracownia Biocybernetyki FRK odpowiada za wykonanie konsoli sterowania ramieniem oraz stanowiska badawcze robota. Celem projektu jest rozwiązanie problemu budowy narzędzia i zmiennej, regulowanej sztywności i geometrii. Pozwoli to na operowanie w przestrzeniach do tej pory niedostępnych dla klasycznych, sztywnych i prostych, narzędzi i robotów endoskopowych.

Ramię robota (narzędzie) o zmiennej sztywności pozwoli, w porównaniu z typowymi sztywnymi narzędziami laparoskopowymi, na znaczne poszerzenie operacji wykonywanych techniką małoinwazyjną przez naturalne otwory (NOTES) czy w chirurgii pojedynczego cięcia (SILS).

Narzędzie powinno zapewnić bezpieczny dostęp do jamy otrzewnowej, stabilny kanał oprzyrządowania oraz bezpieczeństwo nawigacji, dobrą wizualizację i oświetlenie otoczenia, właściwe warunki ssania i tłoczenia płynów, właściwą manewrowość i triangulację narzędzi, zmniejszając równocześnie dezorientację.

Procedury NOTES wykonywane są w celu uzyskania dostępu głównie do narządów:

- wewnątrzotrzewnowych: żołądek, jelito cienkie, część górna dwunastnicy, wątroba, jelito ślepe, wyrostek robaczkowy, okrężnica poprzeczna, esica, górna część odbytnicy i macica,
- śródotrzewnowych: pęcherz moczowy, środkowa część odbytnicy, okrężnica wstępująca i zstępująca,
- **pozaotrzewnownych:** nerki, nadnercza, trzustka i część zstępująca wraz z częścią dolną dwunastnicy.

Dostęp do narządów jamy otrzewnej wytwarzany jest kilkoma sposobami:

- przez ścianę żołądka po wprowadzeniu endoskopu giętkiego do żołądka, tak jak w klasycznej gastrofiberoskopii, wykonuje się nacięcie najczęściej przedniej ściany żołądka, a następnie po jego poszerzeniu za pomocą balonu dilatatora (rozszerzadła) do średnicy 18 mm, gastrofiberoskop wprowadzany jest do jamy otrzewnej; giętki endoskop umożliwia inspekcję o szerszym zakresie niż operacja laparoskopowa,
- przez ścianę odbytnicy na drodze klasycznej kolonofiberoskopii dokonuje się punktowego otwarcia odbytnicy, przez które wprowadza się kolonofiberoskop do jamy otrzewnej, należy też odessać powietrze z jelita grubego; punktowe otwarcie odbytnicy dokonuje się za pomocą dilatatora,
- przez sklepienie pochwy,
- przez pęcherz moczowy,
- przez pępek (E-NOTES embryonic natural orfice) dostęp przez pępek pozwala ograniczyć nieco czas operacji przy podobnym efekcie kosmetycznym, nie jest jednak typową metodą wykorzystującą naturalne otwory ciała.

Projekt stanowiska opartego na anatomicznych modelach o określonych właściwościach fizycznych, odzwierciedlających rzeczywiste pole operacyjne, które można przystosować do symulacji dowolnej procedury medycznej, a w szczególności do cholecystektomii (usunięcia pęcherzyka żółciowego) poprzez dostęp przez jelito (NOTES), przedstawiono na rys. 2.



**Rys. 2.** Wstępny projekt stanowiska treningowego opartego na anatomicznej geometrii organów, wykonany w pracowni Biocybernetyki Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii (a, b), sposób wprowadzenia elastycznego ramienia robota w cholecystektomii techniką NOTES (c)

#### 2.2.1. Model anatomiczny przełyku

Zaprojektowano i wykonano szereg modeli anatomicznych ciała człowieka, wykorzystując materiały symulujące zarówno własności mechaniczne, jak i geometryczne wybranych organów. Na rysunku 2 zaprezentowano model silikonowy przełyku oraz badania. Badanie polegało na identyfikacji położenia końcówki narzędziowej sztywnego narzędzia laparoskopowego, wprowadzanej przez otwór gębowy w anatomicznym modelu przełyku. Model ten umożliwia symulowanie operacji otolaryngologicznych w obrębie krtani, gardła i przegrody nosowej. Na rysunku 2 przedstawiono poszczególne etapy wprowadzania narzędzia. Czujniki zbliżeniowe zostały podłączone do systemu pomiarowego i za pomocą oprogramowania LabView monitorowano stan czujników, co pokazano na rysunku 3.



Rys. 3. Kolejne etapy położenia narzędzia podczas symulowania operacji krtani, gardła, przegrody nosowej (otolaryngologia)



Rys. 4. Informacja z czujników zbliżeniowych

#### 2.2.2. Model przestrzeni operacji z modyfikowaną sceną chirurgiczną

Zaprojektowano i wykonano model stanowiska o unikalnych cechach, umożliwiający prostą modyfikację sceny chirurgicznej i lokalizacji różnych czujników pomiarowych (rys. 5). Przeprowadzono badanie w celu porównania opracowanego w PB FRK oryginalnego modelu elastycznego ramienia ze zwykłym laparoskopem.

Na specjalnie skonstruowanym stanowisku badawczym stworzono tor pomiarowy, imitujący w uproszczeniu odcinek jelita grubego. Tor pomiarowy składa się z różnego rodzaju czujników, których głównym zadaniem jest pomiar siły nacisku, drogi oraz elementów silikonowych o właściwościach naśladujących ludzkie tkanki. Każdy z fragmentów toru jest wymienny i może być formowany w dowolny sposób.

System pomiarowy, powiązany ściśle z funkcjonalnością poszczególnych stanowisk trenażerów, składa się z następujących czujników:

- 1. Czujnik S8FLP10A, kompaktowy przetwornik przemieszczenia ze sprężyną powrotną.
- 2. Czujnik siły FlexiForce Sensor PHI-3100\_0.
- 3. Foliowy tensometr oporowy TFs-10/350.
- 4. Czujnik siły Mark-10.
- 5. Optyczny czujnik pomiaru odległości.



Rys. 5. Stanowisko pomiarowe do testowania ramienia Stiff-Flop



Rys. 6. Schemat układu pomiarowego stanowiska treningowego

Przed zastosowaniem czujników na stanowisku treningowym wykonano ich badania kalibracyjne, gdyż rozbieżność wyników poszczególnych partii czujników może dochodzić nawet do 40%.

Przykładowo stanowisko do kalibracji czujników FlexiForce składało się z kolumny pomiarowej, na której umieszczony był dynamometr Mecmesin o zakresie pomiarowym

0–25N (rys. 7). Konstrukcja kolumny umożliwiała przemieszczanie się dynamometru w osi prostopadłej do powierzchni, na której umieszczone były badane czujniki. Nacisk na powierzchnię czujnika został tak dobrany, by zgodnie z dostarczoną instrukcją następował na jego powierzchni czynnej. Sygnał z czujnika po linearyzacji i wzmocnieniu poprzez kartę konwersji sygnałów Phidgets trafiał do komputera, gdzie za pomocą dostarczonego oprogramowania mógł być odczytany w postaci wywieranej na czujnik siły.



Rys. 7. Stanowisko pomiarowe i krzywa kalibracji czujnika FlexiForce

Pomiar odbywał się za pomocą czujników położenia DS1, DS2 oraz czujników siły FS1, FS2. Czujniki położenia mają zabudowaną sprężynę, więc po wykalibrowaniu mogą także zostać użyte jako czujniki siły. Zmianie odległości wodzika będzie wtedy odpowiadała proporcjonalna siła.

Na rys. 5 zaprezentowano przykładowy wykres siły narzędzia elastycznego (w środowisku programistycznym LabView).



Rys. 8. Narzędzie laparoskopowe (u góry) i elastyczne (na dole) na stanowisku testowym



Rys. 8. Wykres siły w funkcji czasu sensora FS1 (rys. 5)

#### 3. Wnioski

Systemy edukacyjne odgrywają ogromną rolę w procesie weryfikacji rozwijanych linii produktów medycznych i stanowią o ich potencjalnym sukcesie rynkowym. Dobre, ergonomiczne i skuteczne narzędzia chirurga muszą powstawać we współpracy zespołu technicznego i medycznego. Doświadczenia zabrzańskiego zespołu będą wykorzystane dla budowy nowych, specjalistycznych systemów (takich jak przykładowy dla badań robota Stiff-Flop) oraz systemów treningowych dla studentów medycyny i chirurgów. Opracowywane są systemy oceny i kwalifikacji postępów adeptów chirurgii.

#### Acknowledgments

Robin Heart Project – and as a consequence the educational part of FCSD activity – was supported by KBN 8 T11E 001 18 and projects: PW-004/ITE/02/2004, and NCBR grants: R1303301 and R13 0058 06/2009, Robin PVA – no 178576, TeleRobin – no 181019 and many sponsors. The project of flexible tool supported in part by the European Commission within the STIFF-FLOP FP7 European project FP7/ICT-2011–7-287728.

Special words of appreciation to Surgeons: dr Joanna Sliwka-Los, dr Michal Zembala (SCHS, Zabrze), dr Grzegorz Religa (Warsaw), dr Romuald Cichon (FRK, Zabrze).

Current Robin Heart team: Zbigniew Nawrat, Paweł Kostka, Zbigniew Małota, Kamil Rohr, Wojciech Sadowski, Krzysztof Krzysztofik, Mariusz Jakubowski, Adam Klisowski.

#### Streszczenie

Błędy medyczne w wielu przypadkach wynikają z czynników ludzkich, związanych z nowoczesnymi, inwazyjnymi technikami. Symulacyjne szkolenia umożliwiają stażystom bezpieczne uczenie się na własnych błędach i osiąganie biegłości w operowaniu poprzez powtarzalną praktykę. Modelowanie jako metoda poznawcza odgrywa szczególną rolę w naukach medycznych, w których metoda eksperymentu fizycznego jest trudna do zrealizowania ze względu na ingerencję w obiekt żywy oraz ze względów etycznych. Modelowanie tkanek oraz elementów operacji stanowi podstawę określenia założeń dla konstrukcji i sterowania robotami, a także planowania operacji robotem. W ramach programu edukacyjnego towarzyszącego projektowi Robin Heart wykonano oryginalne stanowiska testowania chirurgii laparoskopowej, wykorzystywane również do badań nad narzędziami mechatronicznymi (np. DuoTeacher z możliwością treningu mistrz-uczeń i pracą on-line z doradcą w Internecie). Znajomość zagadnienia operacji chirurgicznej, celów chirurgii i sposobu ich osiągnięcia, była fundamentem podstawowych prac nad europejskim projektem Stiff-Flop, którego celem jest rozwiązanie problemu budowy narzędzia o zmiennej, regulowanej sztywności i geometrii. Projekt jest koordynowany przez prof. Kaspara Alhofera z Kings College w Londynie, a pracownia Biocybernetyki FRK odpowiada za wykonanie konsoli sterowania ramieniem oraz stanowiska badawcze robota.

#### Literatura

- [1] Cisler J., *Logistical Considerations for Endoscopy Simulators*. Gastrointestinal Endoscopy Clinics of North America; 2006; 16(3): 565–575.
- [2] Fried G. M., Lessons from the Surgical Experience with Simulators: Incorporation into Training and Utilisation in Determining Competency. Gastrointestinal Endoscopy Endoscopy Clinics of North America; 2006; 16(3): 425–434.
- [3] Haluck R. S., *Establishing a simulation center for surgical skills: what to do and how to do it.* Surg Endoscopic; 2007; 21:1223–32.
- [4] Hyltander A., *Simulation as a teaching alternative: Utopia or reality. CAL-aborate*, 2003;http:// science.uniserve.edu.au/pubs/callab/vol10/hyltand.html.
- [5] Nawrat Z., Robot chirurgiczny Robin Heart projekty, prototypy, badania, perspektywy. Zbigniew Nawrat. Robot chirurgiczny Robin Heart – projekty, prototypy, badania, perspektywy. Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach 2011.
- [6] Scott D. J., Laparoscopic Training on Bench Models. J Am Coll Surg. 2000; Vol. 191; No. 3.

# Platforma sterująca telemanipulatorem chirurgicznym

Radosław Nowosielski\*

#### Summary

Each surgical telemanipulator needs a special control system which transmits precise operator's movements onto laparoscopic tool movements. The innovative system of steering surgical robot Robin Heart was made, which does not limit the surgeon's hand movements. Printed circuit board with necessary electronics and sensors is placed on the hand and is connected with the computer by means of USB cable. The system allows to control intuitively all degrees of freedom of the modern laparoscopic tool tip. The measurement of the tool position is made by an optical method of the author's design. The orientation measurement is made by data fusion coming from MEMS sensors. Comfortable pliers steer opening angle of the tool tip. Additionally, to support the project, virtual reality system has been worked out with the implemented realistic physics. It enables to learn how to use the system easily.

Keywords: Robin Heart, surgical robot, controller, MEMS, data fusion, virtual reality.

#### 1. Wprowadzenie

Rynek robotyki medycznej rozwija się bardzo dynamicznie. Telemanipulatory chirurgiczne już dzisiaj są wykorzystywane w wielu salach operacyjnych na całym świecie. Wyniki badań pokazują, że zabiegi wykonane z wykorzystaniem robotów chirurgicznych minimalizują inwazyjność zabiegów, co z kolei skutkuje szybszą rekonwalescencją operowanych pacjentów.

Każdy telemanipulator chirurgiczny wymaga zastosowania specjalnego systemu sterowania (zadajnika master), który precyzyjnie przenosi ruchy operatora na ruchy narzędzia laparoskopowego.

#### 2. Założenia projektowe

Postanowiono zaprojektować innowacyjny system sterowania robotem chirurgicznym Robin Heart, w którym liczba elementów mechanicznych zostałaby zredukowana do minimum, dzięki czemu zakres ruchów dłoni operującego chirurga byłby praktycznie nieograniczony. System ten może być alternatywą dla istniejących zadajników opartych o wiele elementów mechanicznych wyposażonych w odpowiednie czujniki. Nowy zadajnik pomoże odpowiedzieć na pytanie: czy bardziej intuicyjne jest operowanie zadajnikami sprzężonymi mechanicznie z otoczeniem, czy może dającymi nieograniczoną swobodę ruchów.

<sup>\*</sup> Instytut Inżynierii Biomedycznej i Pomiarowej, Wydział Podstawowych Problemów Techniki, Politechnika Wrocławska.

Nowoczesne narzędzie laparoskopowe, sprzężone z robotem chirurgicznym, może posiadać łącznie osiem stopni swobody. Trzy z nich związane są z pozycją narzędzia wewnątrz ciała, natomiast kolejne 5 związanych jest z samą końcówką. Nowoczesna końcówka narzędziowa ma możliwość kontroli rozwarcia każdej ze szczęk niezależnie oraz imitowania ruchów nadgarstka (obrotu wokół własnej osi oraz obrotu wokół dwóch osi do niej prostopadłych). Postanowiono wykonać zadajnik master, który będzie posiadał siedem stopni swobody: 3 do pozycjonowania, 3 do orientowania oraz jeden określający rozwarcie szczęk.

Chirurg docelowo ma trzymać w dłoni jedynie wygodne szczypce, którymi intuicyjnie steruje rozwarciem końcówki narzędziowej. Na jego dłoni umieszczono wykonaną płytkę PCB, której przemieszczenie w przestrzeni ma powodować przemieszczenie narzędzia wewnątrz ciała pacjenta. Wymiary zaprojektowanej płytki wynoszą 49 x 72 mm, co pozwala na jej mocowanie na zewnętrznej części dłoni operatora. Mocuje się ją na śródręczu, dzięki czemu nie zmienia ona orientacji podczas zwierania i rozwierania szczypiec. Obroty śródręcza powinny inicjować odpowiednie obroty końcówki narzędziowej (imitując nadgarstek). Cały system zamocowany na dłoni pokazano na rys. 1.



Rys. 1. Zaprojektowany zadajnik umieszczony na dłoni operatora

#### 3. Schemat blokowy systemu

Schemat blokowy zaprojektowanego systemu pokazano na rys. 2. Można podzielić go na dwie zasadnicze części: część obudowującą dłoń operatora oraz część znajdującą się poza nią. Pomiaru położenia dłoni dokonuje się za pomocą dwóch kamer High Definition śledzących aktywny (świecący) marker. Kamery podłączone są złączem USB do komputera PC, na którym następuje przetwarzanie obrazów z częstotliwością 30 Hz na poziomie języka C++ z wykorzystaniem biblioteki OpenCV. Pomiaru orientacji dłoni dokonuje się za pomocą czujników typu MEMS. Akcelerometr, żyroskop oraz magnetometr wysyłają dane do mikrokontrolera magistralą I2C z częstotliwością próbkowania 300 Hz. Mikrokontroler przetwarza dane otrzymane z każdej próbki czasowej na orientacje dłoni operatora i wysyła tą informację do komputera PC złączem USB, z którego również zasilana jest cała płytka PCB. Pomiaru rozwarcia szczypiec dokonuje się poprzez zmiany napięcia wynikające ze zmian oporności potencjometru zamocowanego na ich

ruchomej osi. Mikrokontroler odczytuje napięcie poprzez przetwornik analogowo-cyfrowy po kondycjonowaniu i wysyła wynik do komputera PC wraz z informacją o orientacji.



Rys. 2. Schemat blokowy zaprojektowanego systemu

#### 4. Pomiar położenia zadajnika

Aby sterować trzema stopniami swobody manipulatora związanymi z pozycją narzędzia wewnątrz ciała potrzebna jest znajomość trzech współrzędnych (x,y,z) w trójwymiarowym układzie współrzędnych. Postanowiono mierzyć te wartości z wykorzystaniem metody optycznej własnej konstrukcji.

Dwie kamery rozdzielczości HD podłączone poprzez złącza USB do komputera rejestrują obraz z częstotliwością 30 klatek na sekundę. Kamery ustawiono prostopadle względem siebie (rys. 3), aby rozdzielczość pomiaru każdej ze współrzędnych była zbliżona. We wspólnym polu widzenia obu kamer znajduje się dłoń operatora z umieszczonym na niej aktywnym markerem. Z założenia system sterowania pozwalać ma na niezależne sterowanie dwoma ramionami manipulatora jednocześnie. Konieczne więc było zastosowanie dwóch różnych markerów – dla lewej i prawej dłoni operatora. Wybrano marker w kolorze niebieskim oraz czerwonym ze względu na największą różnicę długości fali w widmie światła widzialnego.

Aby wyznaczyć punkt w przestrzeni trójwymiarowej z wykorzystaniem dwóch kamer dających obrazy dwuwymiarowe należy znaleźć po jednym punkcie 2D z obrazów. Dodatkowo znając kąt widzenia obiektywu kamery łatwo jest obliczyć parametry prostej, na jakiej może znajdować się dany punkt w przestrzeni 3D. Mając dwie takie proste (z dwóch kamer) można wyznaczyć szukany punkt jako punkt przecięcia prostych.

Cały algorytm przekształcenia dwuwymiarowych obrazów na współrzędne położenia markera napisany został na poziomie języka C++ z wykorzystaniem darmowej biblioteki

OpenCV wspierającej przetwarzanie obrazów z kamer. Dużą zaletą wykorzystania biblioteki OpenCV jest jej szybkość obliczeniowa, darmowość (nawet w przypadku zastosowań komercyjnych) oraz duża liczba przydatnych funkcji (w tym do programowej korekcji wad dystorsji kamer).



Rys. 3. Pola widzenia kamer oraz ich obszar wspólny

Po odpowiednim ustawieniu parametrów kamer można zminimalizować jasność tła, a jednocześnie uwidocznić świecące markery. Pierwszym krokiem w przetwarzaniu obrazów jest rozłożenie ich na trzy podstawowe kanały: czerwony, zielony oraz niebieski. Kolejnym krokiem jest binaryzacja progowa obrazów z kanałów: czerwonego oraz niebieskiego, aby uzyskać binarny obraz z widocznymi jedynie szukanymi markerami (dla obu dłoni). Dodatkowo uzyskane obrazy filtrowane są filtrem medianowym oraz poddawane operacji morfologicznej otwarcia w celu usunięcia ewentualnych szumów. Następnym krokiem jest wyznaczenie punktów odpowiadających znalezionym obszarom. Metodą Cannego znajdowane są obrysy figur markerów. Każdy z obrysów następnie dopasowuje się elipsą oraz znajduje jej środek. W efekcie otrzymuje się 4 punkty dwuwymiarowe (jeden punkt czerwony oraz jeden niebieski na każdą z kamer). Mając po jednym punkcie danego koloru na każdą z kamer wyznacza się odpowiednie proste w przestrzeni trójwymiarowej (rys. 4), których przecięcie powinno wyznaczać pozycję szukanych markerów. Okazuje się jednak, że w rzeczywistości proste te mają niewielką szansę na przecięcie. Z tego względu szukany punkt aproksymuje się jako środek najkrótszego odcinka łączącego je (korzystając z założenia, że proste te nie mają możliwości być równoległe względem siebie).



Rys. 4. Proste wyznaczone z pomocą obrazów z kamer, przecinające się w punktach szukanych markerów

Dzięki wykorzystaniu przedstawionej metody udaje się określić położenia dwóch niezależnych markerów (czerwonego oraz niebieskiego) z rozdzielczością poniżej 0.3 mm. W najbliższym czasie planowany jest również pomiar dokładności metody korzystając z bardzo dokładnego systemu Polaris.

#### 5. Pomiar orientacji zadajnika oraz rozwarcia końcówki

Trzy kolejne stopnie swobody zadajnika związane są z jego orientacją. Konieczny stał się pomiar trzech kątów związanych z obrotami nadgarstka operatora. Postanowiono wykorzystać nowoczesne czujniki typu MEMS. Okazały się one w tym celu niezastąpione ze względu na swoje bardzo małe wymiary. Wybrano czujnik MPU6050, łączący w sobie trójosiowy akcelerometr oraz żyroskop. Aby mieć możliwość precyzyjnych pomiarów wszystkich trzech kątów wykorzystano dodatkowo trójosiowy cyfrowy kompas HMC5883L. Każdy z czujników posiada pewne wady oraz zalety.

Akcelerometr (czujnik przyspieszenia) jest obarczony dużymi szumami oraz jest podatny na przyspieszenia dynamiczne dłoni. Z tego względu nie pozwala on na precyzyjne pomiary w każdej próbce czasowej. Mierzy on jednak kąty pochylenia względem wektora przyspieszenia ziemskiego, który jest stały, dzięki czemu wyniki nie mają tendencji do dryfu. Za jego pomocą można wyznaczyć dwa z trzech szukanych kątów obrotu dłoni.

Cyfrowy magnetometr MEMS, korzystając ze zjawiska anizotropowej magnetooporności, pozwala na pomiary orientacji względem linii pola magnetycznego Ziemi (funkcja kompasu). Z jego pomocą możliwy staje się pomiar ostatniego z szukanych kątów, którego nie da się mierzyć akcelerometrem. Niestety czujnik ten jest podatny na lokalne zmiany pola magnetycznego, przez co sygnał może być w dużym stopniu zaszumiony.

Ostatnim z wykorzystanych czujników jest żyroskop MEMS. Czujnik ten wykorzystując efekt Coriolisa pozwala na pomiar prędkości kątowej. Dopiero całkując sygnał po czasie można zmierzyć szukane zmiany kątowe. Mimo, iż sygnał przez niego wysyłany wydaje się być zaszumiony, to proces całkowania w bardzo dużym stopniu eliminuje szum. Wykorzystany żyroskop pozwala na pomiar wszystkich trzech szukanych kątów. Nie jest on jednak czujnikiem idealnym w pomiarze orientacji, gdyż w jego przypadku można zaobserwować efekt dryfu. Na rys. 5 pokazano zarejestrowany ujemny dryf czujnika. Dryf ten powstaje na skutek całkowania sygnału, którego offset może się zmieniać wraz z temperaturą oraz w czasie. Tak więc nawet zupełnie nieruchomy czujnik żyroskopowy może po pewnym czasie wskazać wynik o znaczącym błędzie.



Rys. 5. Zarejestrowany dryf czujnika żyroskopowego w czasie

Okazuje, że żaden z wymienionych czujników nie nadaje się samodzielnie do pomiarów orientacji. Konieczne jest zastosowanie odpowiedniego algorytmu fuzji danych ze wszystkich trzech czujników, który wykorzystałby ich indywidualne pozytywne cechy oraz zminimalizował wpływ negatywnych. W 2010 roku Sebastian Madwick zaprezentował bardzo ciekawy algorytm fuzji danych do pomiarów orientacji, który wykorzystano w projekcie [1]. Okazuje się, że przy dużo mniejszej złożoności obliczeniowej pozwala on na równie dokładną fuzję danych, co rozszerzony filtr Kalmana. Algorytm Sebastiana Madwicka po wprowadzeniu odpowiednio skondycjonowanych danych z akcelerometru, magnetometru oraz żyroskopu daje wynik w postaci kwaternionu. Kwaternion jest tworem matematycznym, który bardzo dobrze opisuje orientacje obiektu. Co ważne przy jego zastosowaniu nie występuje zjawisko "gimbal lock", które przy obracaniu za pomocą kątów Eulera może zablokować w pewnych warunkach jedną z osi. Algorytm fuzji danych został napisany w języku C oraz zaimplementowany w 16-bitowym mikrokontrolerze PIC24FJ32GB002 firmy Microchip, który odczytuje dane z czujników magistralą I<sup>2</sup>C oraz wysyła przetworzony sygnał portem USB do komputera. Zaimplementowany algorytm pozwala na uzyskanie dokładności poniżej 0.7° RMS dla osi korygowanych akcelerometrem, oraz poniżej 1.1° RMS dla osi korygowanej magnetometrem nawet przy dynamicznych ruchach [1].

Ostatni stopień swobody zadajnika jest odpowiedzialny za rozwarcie szczęk narzędzia chirurgicznego. Kąt rozwarcia trzymanych szczypiec postanowiono mierzyć poprzez pomiar zmian oporności potencjometru montażowego zamontowanego na ich ruchomej osi. Potencjometr stanowi dzielnik napięcia, którego wartość jest liniowo zależna od kąta rozwarcia. Sygnał z dzielnika trafia następnie do wzmacniacza nieodwracającego o wzmocnieniu 30-krotnym. Sygnał kolejno przetwarzany jest na postać cyfrową we wspomnianym wcześniej mikrokontrolerze firmy Microchip.

#### 6. Wirtualna rzeczywistość

Dodatkowym zagadnieniem opracowanym w ramach projektu zadajnika master jest system wirtualnej rzeczywistości. Umożliwia on naukę manipulowania zadajnikiem na ekranie komputera. System ten utworzono na poziomie języka C++ z wykorzystaniem bibliotek: PhysX firmy NVidia oraz OpenGL. Darmowa biblioteka PhysX jest potężnym silnikiem fizycznym, dzięki któremu manipulacja przedmiotami na ekranie daje bardzo realne odczucia. Biblioteka OpenGL pomaga natomiast w wyświetlaniu obiektów.

Postanowiono napisać dwie gry, które pozwolą na naukę precyzyjnych ruchów zarówno liniowych, jak i obrotowych przydatnych podczas rzeczywistych operacji. Pierwsza gra polega na włożeniu 6-ramiennych figur do kuwet odpowiadających ich kolorom za pomocą zadajnika widocznego na obrazie jako szczypce (rys. 6). Po włożeniu wszystkich obiektów w odpowiednie miejsca wynikiem końcowym jest czas wykonania zadania.

Kolejną grę stworzono na podstawie popularnej gry Jenga (rys. 7). Na polu operacyjnym znajduje się wieża ułożona z klocków. Korzystając z zadajnika należy wyciągnąć jak największą liczbę klocków z wieży bez jej zburzenia oraz położyć każdy z nich w umieszczonej obok kuwecie. Każdy odpowiednio odłożony klocek zostaje punktowany.

Ważnym atutem wykorzystanej biblioteki PhysX jest wsparcie w budowaniu tkanek miękkich oraz w użyciu płynów, które są oczekiwane w przypadku wirtualnej rzeczywistości na potrzeby chirurgiczne. W najbliższym czasie planowane jest napisanie gry imitującej rzeczywisty zabieg, w którym operator musiałby odpowiednio spreparować miękki obiekt. Radosław Nowosielski



Rys. 6. Pierwsza gra napisana na potrzeby wirtualnej rzeczywistości



Rys. 7. Druga gra napisana na potrzeby wirtualnej rzeczywistości

# 7. Dalsze prace i pomysły

Najważniejszym zadaniem w najbliższych pracach jest wnikliwy pomiar dokładności każdej z wykorzystanych metod pomiarowych.

Podczas pierwszych prób sterowania robotem chirurgicznym Robin Heart uznano, że częstotliwość odświeżania kamer równa 30 Hz może nie być w pełni wystarczająca do całkowicie płynnego pozycjonowania końcówki narzędziowej. Z tego względu naro-

dził się pomysł wykorzystania przyspieszeń dynamicznych rejestrowanych przez czujnik akcelerometryczny (próbkowany 300 razy na sekundę) do wspomagania pomiarów przemieszczeń. Mimo, iż z elementarnych praw fizyki wynika, że przemieszczenie jest drugą całką przyspieszenia po czasie, to jednak określanie przemieszczeń jedynie tą metodą jest bardzo trudne. Łącząc tą metodę z zaprezentowaną metodą optyczną możliwe byłoby bardzo dokładne przybliżanie trajektorii ruchu zadajnika pomiędzy próbkowaniem obrazów z kamer za pomocą dwukrotnego całkowania przyspieszeń. W ten sposób możliwe byłoby uzyskanie bardzo wysokiej częstotliwości próbkowania informacji o pozycji zadajnika przy jednoczesnym minimalnym wpływie błędów całkowania sygnału przyspieszeń.

Rozpoczęto również prace nad czuciowym sprzężeniem zwrotnym dodając zmysł dotyku do palca operatora. Na końcu szczypiec zamontowano elektromagnetyczną dźwignię, która po dotknięciu przedmiotu na ekranie dotyka wskazujący palec wprowadzając element czucia.

Aktywny marker wraz z czujnikami MEMS może zostać zamocowany na standardowym laparoskopie, stając się tym samym bardzo dobrym narzędziem dydaktycznym. Korzystając z opracowanego systemu wirtualnej rzeczywistości przyszli chirurdzy mogliby uczyć się wykonywania małoinwazyjnych operacji laparoskopowych na ekranie komputera.

### 8. Podsumowanie

Niewielkim nakładem finansowym udało się zbudować kompletny system sterowania telemanipulatorem chirurgicznym Robin Heart. Łączny koszt wszystkich elementów wykorzystanych podczas budowy platformy nie przekroczył 500 zł (nie wliczając komputera PC). Połączenie wspomnianych metod pomiarowych pozwoliło, aby zbierać w czasie rzeczywistym informację o położeniu, orientacji oraz rozwarciu zadajnika zbudowanego w formie wygodnych szczypiec. Dzięki wykorzystaniu optycznego systemu pomiarowego własnej konstrukcji oraz czujników MEMS liczba elementów mechanicznych została zmniejszona do minimum i ruchy operatora podczas manipulacji nie są ograniczane. Należy wspomnieć, że wszystkie biblioteki wykorzystane w projekcie są darmowe zarówno do celów edukacyjnych, jak i komercyjnych, a algorytmy zaimplementowane na niskim poziomie języka C oraz C++ działają bardzo wydajnie. Wstępne próby użytkowania systemu przez uczestników konferencji "Roboty Medyczne 2012" oraz warsztatów "Stiff-Flop" odbywających się w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii wskazują na dużą intuicyjność w sterowaniu za pomocą zbudowanego zadajnika.

#### Streszczenie

Każdy telemanipulator chirurgiczny potrzebuje specjalnego systemu sterowania, który przeniesie precyzyjnie ruchy operatora na ruchy narzędzia laparoskopowego. Wykonano innowacyjny system sterowania robotem chirurgicznym Robin Heart, który nie ogranicza swobody ruchów dłoni chirurga. Płytka PCB z konieczną elektroniką i czujnikami mieści się na dłoni i jest połączona z komputerem jedynie przewodem USB. System pozwala na intuicyjną kontrolę wszystkich stopni swobody nowoczesnej końcówki narzędziowej.

Pomiaru pozycji narzędzia dokonuje się metodą optyczną zaprojektowaną przez autora. Z kolei pomiar orientacji dokonywany jest za pomocą fuzji danych z czujników typu MEMS. Wygodne szczęki sterują rozwarciem końcówki narzędziowej. Dodatkowo na potrzeby projektu opracowano system wirtualnej rzeczywistości z zaimplementowaną realistyczną fizyką. Pozwala on na łatwą naukę sterowania zaprojektowanym systemem.

## Literatura

[1] Madwick S., An efficient orientation filter for inertial and inertialmagnetic sensor arrays.

# Wykorzystanie mikrowzbudników drgań do realizacji siłowego sprzężenia zwrotnego w zadajniku

#### Krzysztof Lis\*, Łukasz Mucha\*\*, Kamil Rohr\*\*\*

#### Summary

The paper presents ideas and first 3D prototypes of feed-back based on the forearm sleeve with miniature seismic inductors. In addition, paper includes a review of various design inductors. After preliminary tests the one that showed the most favorable – from the point of view of its specific application – characteristics was selected. Then the laser vibrometer was used to investigate the dynamic characteristics of the selected driver.

This interesting area of human-machine interface can significantly increase the amount of information coming to the operator allowing for more precise and safer control. The use of this solution in the surgical robot control console may help to reduce the risk of operation with the use of robot.

16 vibrators matrix deployed in four cross-sections and also in the four longitudinal section of the sleeve has been placed in the sleeve to simulate a feeling of contact of hand with the environment.

In the first prototype of the sleeve it was difficult to indicate the place of the vibration – due to the stiffness of the fabric used. Steering of a single vibrator was realized while held in a discrete (on / off). However, the study provided the necessary information to build the next version.

Changes made in the next version of the prototype allowed us to achieve three levels of intensity sensed. The accuracy of subjective identification of vibration by the panelists was over 80% in general, in the case of medium and strong level of over 95%.

Keywords: Force Feedback, Vibration Motors, Sleeve, Contact Human-Machine, Haptic

#### 1. Wprowadzenie

Artykuł przedstawia rozważania koncepcyjne zastosowania miniaturowych sejsmicznych wzbudników drgań jako sprzężenie zwrotne dla operatora robota chirurgicznego. Spotykane są różne koncepcje realizacji oddziaływania manipulator – operator, niosące informacje o obciążeniu narzędzia (a tym samym i manipulatora) w skutek naturalnie występujących sił podczas operacji lub zaistniałych kolizji. O ile źródło tych informacji jest proste do zidentyfikowania, bo można je ustalić w sposób bezpośredni – czujniki siły, drgań itp. lub pośredni – obciążenia układów napędowych itp., o tyle po stronie operatora generowanie adekwatnych oddziaływań może stanowić problem.

<sup>\*</sup> Katedra Budowy Maszyn, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska.

<sup>\*\*</sup> Katedra Budowy Maszyn, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska.

<sup>\*\*\*</sup> Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii.

Rozważania na temat generowania owych oddziaływań oraz przegląd istniejących koncepcji ich realizacji zaowocowały kilkoma rozwiązaniami z których jedno przedstawiono w artykule.

#### 2. Przegląd istniejących rozwiązań konstrukcyjnych wzbudników

Poszukiwanie dogodnego rozwiązania konstrukcyjnego z punktu widzenia zastosowania go jako imitacji kontaktu operującego manipulatorem chirurgicznym z przeszkodą zaowocowało powstaniem koncepcji zastosowania miniaturowego wzbudnika sejsmicznego jako urządzenia mechanicznego oddziałującego na człowieka. Zaproponowane rozwiązanie przewiduje montaż na przedramieniu operatora pewnej ilości wzbudników, których celem jest dodatkowa mechaniczna informacja zwrotna o oddziaływaniach w strefie operacji. Rozwiązanie takie niesie jednak ze sobą szereg problemów, które przedstawione w pracy badania próbują rozwiązać.

Pierwszy problemem stanowi dobór odpowiedniej konstrukcji wzbudnika. Na rysunku 1 przedstawiono konstrukcje trzech najczęściej spotykanych rozwiązań mikrowzbudników mechanicznych. Zasada działania pierwszego z nich oparta jest na silniku cewkowym o pracy przerywanej (VCM – voice coil motor) (Rys. 1a). Jego działanie polega na generowaniu drgań przy pomocy masy sejsmicznej wprowadzonej w ruch posuwisto zwrotny przy pomocy siły elektromotorycznej. Rysunki 1b, 1c oraz 1d przedstawiają wzbudniki generujące drgania przy pomocy zawieszonej mimośrodowo masy na wirniku silnika prądu stałego.



Rys. 1. Konstrukcja mikrowzbudników [1]

Wzbudniki z wirującą masą mogą posiadać dwie odmiany konstrukcyjne, z których pierwsza dotyczy rodzaju silnika, a druga odmiany wymiarowej. Rysunek 1b przedstawia wzbudnik zbudowany w oparciu o konwencjonalny silnik prądu stałego natomiast 1c oraz 1d w oparciu o silnik bezszczotkowy. Główna cecha rozróżniająca te konstrukcje to sposób sterowania oraz trwałość. Silniki szczotkowe są prostsze w sterowaniu lecz mniej trwałe, jednak stanowią tańsze rozwiązanie. Parametry eksploatacyjne obydwu rozwiązań natomiast są zbliżone.

Inny podział dotyczący odmiany wymiarowej to podział na wzbudniki z silnikiem płaskim (Rys. 1d) oraz normalnym (cylindrycznym – Rys. 1b oraz 1c). Tutaj zasadnicza różnica polega na wypadkowym kierunku generowania przyśpieszenia oraz odporności mechanicznej wzbudnika na otoczenie przez posiadanie standardowej obudowy. Pod tym względem wzbudnik płaski, którego widok przedstawiono na rysunku 2a jest korzystniejszy, gdyż nie wymaga dodatkowej obudowy.

а



Rys. 2. Widok mikrowzbudników z silnikami DC

Ze względu na prosty sposób sterowania przy względnej możliwości kształtowania charakterystyki mikrowzbudników, która odbywa się przez zmianę napięcia w opracowywanej koncepcji wybrano wzbudniki z silnikiem DC.

Ergonomia stosowania rękawa narzuca sposób montażu wybranych wzbudników, więc dla wzbudnika typu płaskiego (Rys. 2a) powierzchnia XY powinna być równoległa do powierzchni ciała. Wzbudnik typu rurkowego (Rys. 2b) powinien natomiast być montowany powierzchnią ZX lub ZY równoległe do powierzchni ciała. Na podstawie katalogów producentów mikrowzbudników (np. [1]) wnioskujemy, że dla wzbudników generujących takie same przyśpieszenie, (tabela 1). ok. 0,9 g, wzbudnik płaski posiada ok. 2,7 mm grubości a wzbudnik rurkowy ok. 4 mm, przy czym rurkowy wymaga jeszcze obudowy osłaniającej masę sejsmiczną. Jedynym przeciwwskazaniem stosowania wzbudników płaskich jest fakt, iż generują one maksymalne przyśpieszenie w kierunku X oraz Y zamiast Z, czyli w kierunku normalnej do powierzchni ciała.

W projektowanym rękawie zastosowano więc odmianę płaską (Rys. 2a), a wątpliwości co do subiektywnej oceny odczuwalności drgań pozostawiono dalszym badaniom pozwalającym na subiektywną ocenę odczuć (rozdział 6).

Parametry	Model	
	310-103	306-106
	_	1
Średnica	10 mm	6 mm
Długość	2,7 mm	10,4 mm
Prąd znamionowy	52 mA	50 mA
Moc znamionowa	156 mW	150 mW
Generowane przyśpieszenie	0,9 g	0,85 g
Napięcie zasilania	3V	3 V
Prędkość obrotowa znamionowa	13500 obr./min	10 000 obr./min
Masa	1 g	1,8 g
Sprawność	6,4 g/W	5,5 g/W
Min. przyśpieszenie	0,65 g	0,5 g
Maks. prąd	90 mA	70 mA
Czas rozruchu	81,5 ms	34 ms
Czas zatrzymania	76 ms	36 ms

Tabela 1. Parametry techniczne wybranych wzbudników z silnikami DC [1]

#### 3. Konstrukcja rękawa

Prototyp rękawa został wykonany w dwóch wersjach. Obydwie wersje wykonane zostały z tkaniny elastycznej. Pierwsza wersja (Rysunek 3) okazała sie zbyt sztywna i krępująca ruchy operatora. Ponadto jak się okazało po porównaniu z wersją drugą, drgania były słabiej odczuwalne.



Rys. 3. Konstrukcja rękawa w wersji 1: a) widok rękawa, b) przekrój przez warstwy tkanin, c) stanowisko testowe, d) układ sterowania

Druga wersja rękawa została wykonana w oparciu o te same wzbudniki. Do wykonania wykorzystano natomiast inne tkaniny co znacząco poprawiło ergonomię korzystania z rękawa oraz w pewnym stopniu odczuwalność (Rys. 4). Zmodyfikowano również sposób sterowania poprzez wprowadzenie pewnego stopniowania intensywności drgań.



**Rys. 4.** Konstrukcja rękawa w wersji 2: a) widok założonego rękawa, b) widok wnętrza rękawa c) rozmieszczenie wzbudników, d) materiał wykorzystany w warstwie zewnętrznej

#### 4. Układ sterowania

System sterowania oparto o mikrokontroler z rodziny dsPIC, kontrolujący pracę wszystkich wibratorów. Schemat blokowy sterowania przedstawiono na rysunku 5. Komunikacja z zewnętrznymi urządzeniami odbywa się poprzez interfejs szeregowy RS 232.

Takie rozwiązanie pozwala w przyszłości na zastosowanie komunikacji bezprzewodowej, co w połączeniu z zasilaniem bateryjnym pozwoli na stworzenie w pełni mobilnego rozwiązania.


Rys. 5. Schemat blokowy układu sterowania

Dla pierwszych prototypów skonstruowano płytkę PCB umieszczaną na rękawie, zasilaną z zewnętrznego zasilacza dogniazdkowego i podłączoną do komputera kablem RS 232.

Następnie przygotowano aplikację dla komputera PC za pomocą oprogramowania RAD Studio pozwalające na zadawanie poszczególnych funkcji.

Układ sterowania wzbudnikami rękawa w pierwszej wersji był dyskretny (zał./wył.). W drugiej wersji rękawa sterowanie odbywało się oparciu o sygnał PWM.

Jak wspomniano wcześniej i co wynika z danych zawartych w tabeli 1, kształtowanie charakterystyki wzbudnika jest trudne i możliwe w niewielkim stopniu. Dlatego też wyznaczono eksperymentalną wartość częstotliwości sygnału PWM sterowania wzbudnikiem z podnośną ok. 2 Hz. Wartość ta jest ściśle związana z charakterystyką rozruchu i hamowania wzbudnika. Przyjęte dyskretne wartości to:

- 100% opisany jako "mocny"
- 50% opisany jako "średni"
- 20% opisany jako "słaby"

Dla takich wartości przeprowadzono subiektywne testy z udziałem ludzi.

#### 5. Badania z wykorzystaniem wibrometru laserowego

Zdolność do przenoszenia drgań zależna jest od sposobu montażu wzbudnika. Wpływa to w dużej mierze również na charakterystykę samego wzbudnika. Rzeczywista jej postać może odbiegać od specyfikacji producenta przedstawionej na rysunku 6.

Obiektywne podejście do analizy drgań wzbudników wymagało przygotowania stanowiska pomiarowego. Testy przeprowadzono mocując wzbudnik w taki sam sposób jak w wersji drugiej rękawa, a układ blokowo można było przedstawić jak na rysunku 7, według specyfikacji zaproponowanej przez producenta. Mocowanie wzbudnika można opisać zastępczą wartością sprężystości oraz tłumienia wypadkowej dla skóry ręki oraz poszczególnych warstw rękawa.



Rys. 6. Charakterystyki stosowanego wzbudnika [1]



**Rys. 7.** Sugerowany przez producenta wzbudnika sposób wyznaczania charakterystyki oraz jej zależności w funkcji tłumienia układu mocowania wzbudnika [1]

W takiej sytuacji rzeczywiste drgania wzbudnika są trudne do zmierzenia ze względu na bardzo małą masę około 1 g oraz występującą tkaninę. Zdecydowano się więc wykorzystać laserowy wibrometr do pomiaru prędkości drgań. Użyto wibrometr PDV-100 firmy Polytec, zdolny do pomiaru drgań w zakresie częstotliwościowym od 0,5 Hz do 22 kHz oraz amplitudowym do 500 mm/s. Widok stanowiska pomiarowego przedstawia rysunek 8.

Badania przeprowadzono w dwóch kierunkach: prostopadłym oraz równoległym do osi wału silnika. Uzyskane w wyniku pomiarów charakterystyki są zbliżone do charakterystyk producenta, z tą różnicą, że producent podaje jedynie maksymalną wartość przyspieszenia generowanego przez wzbudnik. Uzyskane charakterystyki wykazują, że istotny jest kierunek generowanego przyśpieszenia. Uzyskane wyniki (Rys. 9) wykazują również, że przemieszczenia drgań w naszym przypadku są dla napięcia znamionowego ponad dwa razy większe w kierunku X lub Y niż Z. Sugeruje to przetestowanie w przyszłości podejścia z wzbudnikami typu cylindrycznego (Rys. 2b).



Rys. 8. Badania drgań wzbudnika przy pomocy wibrometru PDV-100 – widok stanowiska pomiarowego



**Rys. 9.** Wyniki badań amplitudy przemieszczeń w funkcji napięcia zasilania oraz amplitudy w funkcji częstotliwości dla wzbudników: a) pomiar w osi X lub Y, b) pomiar w osi Z

Analizując odpowiedź częstotliwościową można jednak zauważyć, że drgania w kierunku Z mimo, iż są co do amplitudy mniejsze, rozkładają się na dwie składowe: pierwsza ok. 100 Hz zgodna co do częstotliwości z drganiami w kierunku X oraz Y oraz harmonicznej ok. 200 Hz o większej amplitudzie niż pierwsza. Trudna do określenia jest częstotliwość najbardziej odczuwalna przez człowieka w określonym miejscu przedramienia, co sugeruje przeprowadzenie w przyszłości odpowiednich testów.

### 6. Testy subiektywnego odczuwania drgań

Na grupie 7 osób zostały przeprowadzone badania subiektywnego odczucia miejsca oraz intensywności wyczuwania działania pojedynczego wzbudnika. Podczas badania użytkownik był usytuowany w pozycji jaką przyjmuje operator konsoli robota chirurgicznego podczas operacji z rękami wyciągniętymi przed siebie podpartymi w łokciach (Rys. 10). Grupa została poddana testom mającym na celu określenie optymalnego – najbardziej wyczuwalnego dla użytkownika sterowania wzbudnikami. W tym celu wygenerowane zostały 3 rodzaje sygnałów podawanych do wzbudników: słaby, średni – pulsacyjny, oraz mocny. Wzbudniki były załączane pojedynczo w kolejności losowej.

Podczas badania operator miał za zadanie wskazać numer załączonego wzbudnika, oraz określić intensywności drgań. Po poprawnym wskazaniu numeru załączonego wzbudnika, oraz intensywności drgań odpowiedź została zaliczana jako prawidłowa.



Rys. 10. Widok pozycji operatora konsoli podczas operacji [2]

Procentową ilość poprawnych wskazań dla poszczególnych sygnałów przedstawiono na poniższych rysunkach.

Wzbudniki zostały umieszczone na ręce operatora w taki sposób, aby zachować maksymalną możliwą do zastosowania odległość pomiędzy sąsiadującymi wzbudnikami (Rys. 11).



Rys. 11. Widok rozmieszczenia wzbudników na przedramieniu operatora

W pierwszym przypadku użyto słabych sygnałów wzbudzających wskutek czego uzyskano średnią poprawną reakcję badanych na poziomie 54%. Sporządzona została macierz odpowiedzi układu nerwowego na podawany sygnał (Rys. 12).



Rys. 12. Wyniki testów subiektywnej reakcji operatora na pierwszy sygnał sterujący

W kolejnym etapie użyto sygnału prostokątnego (pulsacyjnego) o określonej częstotliwości i amplitudzie. Dla tak zastosowanego sygnału uzyskano wynik poprawności wskazania działającego wzbudnika wynoszący średnio 96%. Macierz odwiedzi przedstawia rysunek 13.



Rys. 13. Wyniki testów subiektywnej reakcji operatora na drugi sygnał sterujący

Ostatnim sygnałem sterującym był sygnał ciągły o dużej amplitudzie. W tym przypadku średnia poprawność wskazania drgającego wzbudnika wyniosła 95%, a macierz czułości przedstawia rysunek 14.



Rys. 14. Wyniki testów subiektywnej reakcji operatora na trzeci sygnał sterujący

Dla wszystkich trzech sterowań średnia poprawność wskazania działającego wzbudnika wyniosła 81%. Sporządzona została na tej podstawie mapa czułości przedramienia (Rys. 15).



Rys. 15. Widok rozmieszczenia poprawności

#### 7. Podsumowanie

Z przedstawionych w artykule badań wynika, że stosowanie jako synergiczne oddziaływania wzbudników drgań o wartości przyśpieszenia ok 1 g oraz częstotliwości w zakresie 100–200 Hz może stanowić nowatorski sposób na realizację sprzężenia zwrotnego manipulator – operator, jako dodatek do sprzężenia optycznego jakie obecnie występuje. Dodatkowo możliwe jest zidentyfikowanie wystąpienia miejsca oddziaływania, lecz to w dużej mierze zależy od cech fizjologicznych operatora.

# Streszczenie

Artykuł przedstawia idee oraz pierwsze prototypy trójwymiarowego sprzężenia zwrotnego opartego na rękawie nakładanym na przedramię z miniaturowymi wzbudnikami sejsmicznymi. Zawarto w nim ponadto przegląd różnych konstrukcji wzbudników. Po wstępnych testach wybrano tą, która wykazywała najkorzystniejsze z punktu widzenia jej specyficznego zastosowania właściwości. Następnie wykorzystano wibrometr laserowy do zbadania charakterystyk dynamicznych wybranego wzbudnika.

Ten interesujący obszar interfejsu człowiek-maszyna może w znaczący sposób zwiększyć ilość informacji docierających do operatora pozwalając na bardziej precyzyjne i bezpieczne sterowanie.

Wykorzystanie tego rozwiązania w konsoli sterującej robotem chirurgicznym przyczynić się może do zmniejszenia ryzyka operacji robotem.

W rękawie umieszczono matrycę 16 wibratorów rozmieszczonych w czterech przekrojach poprzecznych rękawa oraz czterech przekrojach wzdłużnych imitując odczucie kontaktu ręki z otoczeniem.

W pierwszym z prototypów rękawa ze względu na sztywność użytej tkaniny trudno było wskazać miejsce wibracji, natomiast sterowanie pojedynczego wibratora odbywało się w sposób dyskretny (wł/wył). Badania dostarczyły jednak niezbędnych informacji potrzebnych do zbudowania kolejnej wersji.

Zmiany dokonane w kolejnej wersji prototypu pozwoliły na osiągnięcie wyczuwalnych trzech poziomów intensywności. Dokładność subiektywnej identyfikacji miejsca wibracji przez osoby testujące wynosiła ponad 80%, a w przypadku poziomu średniego i mocnego ponad 95%.

#### Acknowledgments

The project supported by the European Commission within the STIFF-FLOP FP7 European project FP7/ICT-2011-7-287728.

### Literatura

- Precision Microdrives Ltd, Unit 1.05, Canterbury Court, 1–3 Brixton Road, London, United Kingdom, http://www.precisionmicrodrives.com.
- [2] Optymalizacja interfejsu chirurg-telemanipulator. Zintegrowana konsola sterująca systemu Robin Heart, P. Kostka, Z. Nawrat, W. Dybka, K. Rohr, Z. Małota – Pomiary, Automatyka, Robotyka.

# Prototypy robotów rehabilitacyjnych opracowane w Instytucie Techniki i Aparatury Medycznej w Zabrzu

Andrzej Michnik\*, Zbigniew Szczurek\*

#### Summary

Rehabilitation is one of the areas of interest for the Institute of Medical Technology and Equipment in Zabrze. The Institute developed cycloergometers and treadmills, to carry out cardiac rehabilitation or for the implementation of movement limbs rehabilitation. But the most interesting projects that may help in the work of physiotherapists are limbs rehabilitation robots ARM-100 and LEG-100. The first developed rehabilitation robot developed was the one for rehabilitation of the upper limbs ARM-100, on which work was started in 2007 and ended in 2009.

Another project was the development of a robot LEG-100 for rehabilitation of the lower limbs, on which work lasted in the years 2009–2012.

The latest project, which began in 2010 is the robot to activate and restore the function of the knee-joint, which is called Dynamizer. In this unit, apart from performing the movement there is also possible physical stimulation (heat, cold) and electro stimulation of the knee muscles.

This presentation will present the concept of control and mechanical construction of rehabilitation robots developed at the Institute of Medical Technology and Equipment in Zabrze.

Keywords: rehabilitation, robots, force sensors

#### 1. Wstęp

Istotnym problemem w dzisiejszym świecie są ograniczenia w dostępie do procedur rehabilitacji kończyn. Problem ten dotyka wielu potrzebujących, powodując obniżenie komfortu ich życia i ograniczenia w aktywności zawodowej [1, 2]. Poprawę sytuacji może przynieść opracowanie urządzeń mechatronicznych, które zwiększą dostępność wykonywania wielogodzinnych, żmudnych ćwiczeń przy obniżeniu zaangażowania personelu rehabilitacyjnego [3, 4]. Rola rehabilitanta może zostać wtedy ograniczona do programowania właściwych ćwiczeń i nadzorowania, a rehabilitacja wielu pacjentów może wtedy przebiegać równolegle w tym samym czasie. Dodatkową zaletą takiego rozwiązania jest możliwość wykorzystania elementów sensorycznych robota do obiektywnego monitorowania z sesji na sesję postępów rehabilitacji. Prezentacja postępów może być również istotna dla motywowania pacjenta do dalszych ćwiczeń.

<sup>\*</sup> Instytut Techniki i Aparatury Medycznej w Zabrzu.

### 2. Założenia

Głównym założeniem prowadzonych prac było opracowanie uniwersalnych rozwiązań, pozwalających w prosty sposób zbudować rodzinę urządzeń mechatronicznych do rehabilitacji kończyn. Przyjęte rozwiązania powinny, w zastosowaniu dla treningu pasywnego, umożliwić pracę w charakterze "magnetofonu ruchu". W fazie uczenia (na początku każdej sesji treningowej) jest nagrywana trajektoria ruchu rehabilitacyjnego, w której rehabilitant wodzi kończyną pacjenta jednocześnie uwzględniając ograniczenia ruchu kończyny. W fazie odtwarzania następuje odtwarzanie zapisanego ruchu zadaną ilość razy (jest to zasadnicza część sesji treningowej). W fazie uczenia, robot za pomocą czujników sił, "śledzi" ruch kończyny, dążąc do takiej sytuacji by nie była wywierana siła na czujniki siły robota. Następnie, w fazie odtwarzania ruchu, czujniki sił zabezpieczają kończynę przed urazem w sytuacji wyjątkowej, np. skurczu spastycznego.

W trakcie realizacji robota podjęto wyzwanie zbudowania własnych sterowników napędów (Rys. 1), co pozwoliło w prosty sposób dostosować funkcje kontrolno-pomiarowe węzłów systemu sterowania do potrzeb realizowanego robota.



Rys. 1. Schemat węzła systemu sterowania robota LEG-100

Założono że sterowniki węzłów zostaną umieszczone na elementach ruchomych budowanych robotów, co pozwoliło ograniczyć ilość przewodów przechodzących przez ruchome przeguby, zmniejszyć długości przewodów i tym samym podnieść niezawodność urządzeń.

Sterownik węzła poza podstawowym zadaniem, czyli sterowaniem silnikiem napędowym węzła, umożliwia również sterowanie silnikiem dodatkowego siłownika, który pozwala na dostosowanie długości wybranych elementów mechanicznych konstrukcji robota do wymiarów rehabilitowanej kończyny. Zmianę wymiarów można przeprowadzić na podstawie uprzednio zapamiętanej wartości rozsunięcia ponieważ zastosowane siłowniki są wyposażone w enkodery bezwzględne pozycji.

Integralną częścią każdego węzła jest również bezkontaktowy czujnik bezwzględny kąta, w postaci czujnika hallotronowego i odpowiedniego magnesu. Umożliwia on odczyt pozycji kątowej danego węzła po włączeniu zasilania. Większość napędów węzłów wyposażona została w hamulce elektromagnetyczne, które są sterowane przez sterownik węzła i jednocześnie w przypadkach awaryjnego odcięcia zasilania unieruchamiają przeguby robota. Ważnym elementem sterownika węzła są kanały pomiaru siły, które w fazie nauki treningu biernego umożliwiają wprowadzanie ruchu, a podczas odtwarzania ruchu treningów biernych pełnią rolę zabezpieczenia. W treningach aktywnych służą do pomiaru siły jaką należy przyłożyć by wykonać ruch w danym kierunku.

Ciekawym przykładem jest rozwiązanie pozwalające sterować napędami stawu nadgarstkowego robota rehabilitacji kończyny górnej. Dla tego przypadku stworzono możliwość połączenia w parę dwóch takich węzłów i zapewnienie wymiany informacji o zmierzonych i wzmocnionych wartościach siły. Zostało to przedstawione na rysunku 2, gdzie wynikowa siła sterująca danym napędem jest np. sumą lub różnicą zmierzonych sił. Sterownik węzła realizuje ustawiony algorytm gdzie różnica sił działająca na czujniki siły F1 i F2 steruje napędem rotacji M1 a suma sił kontroluje napęd zgięcia M2.



Rys. 2. Schemat powiązania dwóch węzłów systemu do sterowania napędami stawu nadgarstkowego

# 3. Robot do rehabilitacji kończyn górnych ARM-100

Pierwszym prototypem robota, który powstał w Instytucie Techniki i Aparatury Medycznej, był prototyp robota ARM-100 do rehabilitacji kończyn górnych (Rys. 3). Robot posiada 7 stopni swobody. Każdy styk człowiek-maszyna został wyposażony w czujniki siły dające możliwość programowania ruchu i zabezpieczania rehabilitowanej osoby. Napędami robota jest 7 silników bezszczotkowych szwajcarskiej firmy MAXON MOTOR. Większość zastosowanych przekładni to przekładnie planetarne, jedynie dwa najmniejsze napędy wyposażone są w przekładnie walcowe. System sterowania został tutaj oparty o mikrokontrolery 8-bitowe, przygotowane sprzętowo do sterowania silnikami BLDC.

W rezultacie projektu otrzymano konstrukcję pozwalającą dość łatwo zapisywać trajektorie ruchowe i je odtwarzać. Przyjęte rozwiązania mechaniczne wpłynęły na powstanie stosunkowo dużych luzów w węzłach ruchomych egzoszkieletu a także przyczyniły się do powstania sporych gabarytów urządzenia. Prototyp robota ARM-100 nie był wyposażony w elementy osłaniające pakiety elektroniki i przewody.



Rys. 3. Zdjęcie prototypu robota do rehabilitacji kończyn górnych ARM-100

Scenariusz sesji treningowej rehabilitacji biernej z użyciem robota ARM-100 może wyglądać następująco. Po przymocowaniu kończyny pacjenta elastycznymi opaskami do ramienia robota, rehabilitant chwyta ramie pacjenta i wodzi nim po zadanej trajektorii starając się w kolejnych treningach uzyskać coraz szersze zakresy ruchowe. W fazie treningu właściwego robot odtwarza zapamiętaną trajektorię w trakcie ustalonej uprzednio ilości powtórzeń.

# 4. Robot do rehabilitacji kończyn dolnych LEG-100

Na bazie doświadczeń zdobytych przy budowie prototypu robota ARM-100 został opracowany nowy prototyp robota LEG-100, przeznaczony tym razem do rehabilitacji

kończyn dolnych. Robot przedstawiony na rysunku 4 posiada 5 stopni swobody. W konstrukcji zastosowano silniki kilku firm. Napędami przenoszącymi największe obciążenia są napędy stawu biodrowego firmy HARMONIC DRIVE składające się z silników synchronicznych z magnesami trwałymi (SMPM) i przekładniami harmonicznymi. Do poruszania stawem kolanowym wykorzystany został silnik BLDC firmy DUNKERMO-TOREN, również z przekładnią harmoniczną firmy HARMONIC DRIVE. Najmniejsze napędy, umieszczono w stawie skokowym i składają się z silników BLDC serii FLAT z przekładniami walcowymi firmy MAXON MOTOR. Wykorzystanie napędów różnych firm podyktowane było poszukiwaniem optymalnego rozwiązania pod względem jakości i ceny, będzie to szczególnie istotne przy późniejszym wdrażaniu urządzenia do produkcji.

W projekcie LEG-100 sercem każdego wężła systemu sterowania jest 16-bitowy mikrokontroler sygnałowy ze sprzętowym wspomaganiem sterowania silnikami BLDC i SMPM. W odróżnieniu od poprzedniej konstrukcji, sterownik węzła robota LEG-100 został wzbogacony o wiele funkcjonalności jak np.: możliwość sterowania siłownikiem zmiany długości, rozbudowano sterowanie hamulcem i dodano interfejsy do obsługi dodatkowych enkoderów.



Rys. 4. Zdjęcie prototypu robota do rehabilitacji kończyn dolnych LEG-100

Integralną częścią konstrukcji są także obudowy, które wpłynęły na poprawę wyglądu urządzenia a także podniosły stopień bezpieczeństwa pacjenta i personelu obsługującego trening.

# 5. Dynamizer – robot do rehabilitacji stawu kolanowego

Najmłodszą konstrukcją, przedstawioną na Rysunku 5, jest prototyp robota o dwóch stopniach swobody do rehabilitacji stawu kolanowego, któremu nadano nazwę Dynamizer. Ćwiczenia stawu kolanowego w postaci zginania i prostowania są tutaj wspomagane na

#### Andrzej Michnik, Zbigniew Szczurek

kilka sposobów. Pierwszym zabiegiem jest zapewnienie trakcji stawu kolanowego, czyli wytworzenia siły odciągającej elementy stawu. Dodatkowo urządzenie umożliwia stymulację mechaniczną przez wibrację w osi prostopadłej do powierzchni styku elementów stawu kolanowego. Zmniejszenie odczuć bólowych zwyrodniałego stawu kolanowego podczas realizacji ćwiczeń ogranicza stymulacja ciepłym lub zimnym powietrzem, które jest wytwarzane w klimatyzatorze umieszczonym obok urządzenia. Zginanie i prostowanie stawu kolanowego realizuje tutaj napęd firmy HARMONIC DRIVE, a dwa napędy firmy MAXON MOTOR są odpowiedzialne za trakcję stawu kolanowego i wibrację. Naciąg trakcji jest tutaj mierzony i stabilizowany z zabezpieczeniem w postaci elektromagnesu, który w sytuacji awaryjnej bezzwłocznie zwalnia siłę trakcji. Przedstawione urządzenie będzie wyposażone w osłony, na wzór rozwiązań przyjętych w prototypie robota LEG-100.



Rys. 5. Zdjęcie prototypu robota do rehabilitacji stawu kolanowego Dynamizer (bez osłon)

Schemat treningu polega na określeniu zakresów zmian kątowych stawu kolanowego, siły trakcji, włączenia lub wyłączenia wibracji i zastosowanego typu nawiewu. Następnie ruch terapeutyczny redresyjny odbywa się w pewnej sekwencji, która uruchamia odpowiednią stymulację w obszarach granicznych zakresu ruchu by osłabić stany bólowe przez co podnieść efektywność i komfort treningu.

#### Podsumowanie

W latach 2009–2013 powstały trzy prototypowe konstrukcje robotów rehabilitacyjnych, mogące być bazą do dalszych prac badawczych a także wdrożeniowych [5, 6, 7, 8].

Roboty rehabilitacyjne nie muszą się charakteryzować mikronową dokładnością wykonywanych ruchów, jak ich przemysłowi kuzyni, muszą za to być kilkukrotnie bardziej bezpieczne. Dodatkowo, patrząc na ogromne zapotrzebowanie na rehabilitację ruchową, takie roboty nie powinny być drogie, by każdy potrzebujący mógł z ich usług skorzystać. Wykonane przez ITAM konstrukcje robotów powstały w oparciu o własne sterowniki napędów i popularne komputery PC co znacząco wpłynęło na ograniczenie kosztów wykonania tych urządzeń. Ograniczeniem szerokiej dostępności takich konstrukcji pozostaje jednak cena napędów, które nawet przy nie wyśrubowanych parametrach generują duże koszty.

Zbudowanie taniego i bezpiecznego robota, który będzie wykonywał dokładnie zapisany w pamięci ruch nie jest końcem pracy. Ważnym elementem takiego systemu będą elementy motywujące pacjenta do wykonywania ćwiczeń, które z jednej strony przełamią bariere strachu przed oddaniem się w ręce "sztucznego rehabilitanta", a z drugiej strony zmotywują pacienta do wykonywania ćwiczeń. Bardzo ciekawym problemem jest prowadzenie treningu aktywnego, w którym to pacjent zadaje ruch, a system sterowania robota przemieszcza mechaniczną kończynę jeżeli pacjent wywrze odpowiednią siłę na czujniki. Problemem jest tutaj odpowiednia wizualizacja trajektorii po której ma się przemieszczać kończyna pacjenta. Bardzo naturalnym rozwiazaniem będzie tutaj zaproponowanie treningu w postaci tzw. gier poważnych, w których to pacjent będzie wykonywał czynności życia codziennego np. wirtualne zakupy, czyli np. przenoszenie przedmiotów z półki do koszyka lub też bardziej emocjonujące zadania z elementami rywalizacji. W przypadku rehabilitacji kończyn górnych, z uwagi na bardzo duży zakres ruchowy, można sobie wyobrazić zanurzenie pacjenta w przestrzeń wirtualną i tam prowadzenie treningu. Problemem może być tu dostępność i odpowiednie parametry gogli 3D, które pozwolą na wyświetlanie obrazu w szerokim zakresie kątowym i z niewielkim ograniczeniem komfortu. Można jednak przypuszczać, że takie rozwiązania będą z czasem dostępne a ich ceny nie przyprawią o zawrót głowy.

Praca została zrealizowana w ramach projektu badawczego nr NR03–0113–10/2010, finansowany przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju.

#### Streszczenie

Rehabilitacja jest jednym z obszarów zainteresowań Instytutu Techniki i Aparatury Medycznej w Zabrzu. W Instytucie opracowano cykloergometry i bieżnie, do prowadzenia rehabilitacji kardiologicznej oraz urządzenia do realizacji rehabilitacji narządów ruchu.

Pośród tego typu urządzeń najciekawszymi projektami, mogącymi pomóc rehabilitantom w ich pracy, są roboty rehabilitacyjne kończyn ARM-100 i LEG-100. Pierwszym opracowanym robotem rehabilitacyjnym był robot do rehabilitacji kończyn górnych ARM-100, nad którym prace zostały rozpoczęte w roku 2007 i zakończyły się w roku 2009, a kolejnym opracowanie robota LEG-100 do rehabilitacji kończyn dolnych, nad którym prace trwały w latach 2009–2012.

Najnowszym projektem, rozpoczętym w roku 2010 jest robot Dynamizer do aktywacji i odtworzenia funkcji stanu kolanowego. W tym urządzeniu poza wykonywaniem ruchu jest możliwa fizyko-stymulacja (ciepło, zimno) i elektrostymulacja mięśni stawu kolanowego.

Niniejsza praca przedstawia koncepcję sterowania i konstrukcje mechaniczną robotów rehabilitacyjnych opracowywanych w Instytucie Techniki i Aparatury Medycznej w Zabrzu.

#### Literatura

- [1] Zambaty A. (red.), Kinezyterapia. Wydawnictwo "Kasper", Kraków 2002.
- [2] Kwolek A., Zasady rehabilitacji szpitalnej chorych po udarze mózgu. Postępy Rehabilitacji, 2004.
- [3] Marciniak J., Sprzęt szpitalny i rehabilitacyjny. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2003.
- [4] Díaz I., Gil J. J., and Sánchez E., Lower-Limb Robotic Rehabilitation. Literature Review and Challenges, Journal of Robotics, Vol. 2011, Article ID 759764, 2011.
- [5] Michnik R., Jurkojć J., Rak Z., Mężyk A., Paszenda Z., Rycerski W., Janota J., Brandt J., Analiza kinematyki ruchów kończyny górnej podczas wykonywania ćwiczeń rehabilitacyjnych metodą PNF. Modelowanie Inżynierskie, 2008, nr 36, s. 243–248.
- [6] Michnik R., Jurkojć J., Rak Z., Mężyk A., Paszenda Z., Rycerski W., Kinematic analysis of complex therapeutic movements of the upper limb in: E. Piętka, J. Kawa, Information Technologies in Biomedicine, ASC 47, 2008, pp. 551–558, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2008.
- [7] Michnik R., Jurkojć J., Paszenda Z., Michnik A., Bachorz M., Rycerski W., Janota J., Application of motion analysis systems in the designing of a rehabilitation device in: E. Piętka, J. Kawa, Information Technologies in Biomedicine, Advances in Inteligent and Soft Computing (AISC), vol. 69, 2010, pp. 417–422, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2010.
- [8] Michnik A., Brandt J., Szczurek Z., Bachorz M., Paszenda Z., Michnik R., Jurkojć J., Control system for a limb rehabilitation robot in: E. Piętka, J. Kawa, Information Technologies in Biomedicine, Advances in Inteligent and Soft Computing (AISC), vol. 69, 2010, pp. 423–430, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2010.

# Mechanizmy przeniesienia napędu w narzędziach laparoskopowych

Łukasz Mucha\*

#### Summary

The article presents the analysis of available solutions of transmissions in laparoscopic tools. The new transmission of laparoscopic tools proposed by the author has been described. Design and principle of operation as well as simulations of possible movements of this tool has been also presented.

Keywords: laparoscopic tools, design, movement, transmission, simulation

# 1. Wstęp

Ze względu na ograniczoną średnicę i znaczną długość rurki laparoskopowej stosowane są obecnie dwa sposoby przekazania napędu z silnika zamocowanego w kiści robota chirurgicznego do końcówki manipulacyjnej. Odbywa się to za pomocą specjalnie ukształtowanych prowadnic – popychaczy, wodzików, a także mechanizmów opartych na układach cięgnowych.

# 2. Prowadnice

Zadaniem prowadnicy jest przekazanie ruchu prostoliniowego w taki sposób aby zachować jego parametry początkowe. Najprostszym typem prowadnic są prowadnice walcowe bez zabezpieczenia od obrotu w postaci rur ciągnionych, ułożone w taki sposób, że jedna rura wchodzi w druga. Zabezpieczenie rur przed wypadnięciem uzyskuje się poprzez zwalcowanie, zabezpieczenie od obrotu względem osi poprzez dodatkowy kołek ślizgający się w wyfrezowanym rowku znajdującym się w ściance rury (Rys. 1).



**Rys. 1.** Widok prowadnic walcowych: a – walcowa ustalona ciernie, b – z ograniczeniem ruchu poprzez zwalcowanie, c – z zabezpieczeniem obrotu w postaci kołka [1]

<sup>\*</sup> Katedra Budowy Maszyn, Politechnika Śląska.

Przewagę zastosowania mechanizmów prowadnic nad układem cięgnowym daje możliwość przenoszenia ruchu w obu kierunkach jednak podstawowe problemy stanowią:

- niedokładność wykonania prowadnic,
- samozakleszczanie się prowadnic,
- opory tarcica w prowadnicach ślizgowych.

Pomimo wykonania prowadnic z tak dużą dokładnością bardzo często występuje jej zniekształcenie w trakcie pracy wynikłe z nieumiejętnego montażu, jak i ugięcia pochodzącego od elementów prowadzonych. Ponadto prowadnice walcowe muszą mieć odpowiedni luz (zależny od jej długości) uniemożliwiający zakleszczenie wywołane niestałością kształtu czy nieprostoliniowością. Przyłożenie siły równoległej do osi centralnej prowadnicy, powoduje ukośne położenie i oparcie elementu wewnętrznego o krawędzie prowadnicy. Powstają w ten sposób dwie siły tarcia skierowane przeciwnie do siły wymuszającej. Jeżeli ich suma jest równa sile wymuszającej to następuje zakleszczenie prowadnicy. Na rysunku 2 przedstawiono zjawisko samozakleszczenia prowadnicy.



Rys. 2. Rozkład sił w prowadnicy walcowej obciążonej niewspółosiowo siłą równoległą do osi [1]

Uwzględniając parametry geometryczne i przyjęte oznaczenia można zapisać następujące równanie:

$$\begin{cases} P = T_1 + T_2 \\ l = 2\mu \cdot e = l_1 + l_2 = \left(e + \frac{b}{2}\right) \frac{T_1}{N} + \left(e - \frac{b}{2}\right) \frac{T_2}{N} \end{cases}$$

gdzie:

T1, T2 – siła tarcia  $\leq$  N ·  $\mu$ 

- μ współczynnik tarcia
- e ramię działania siły w odniesieniu do osi prowadnicy
- l długość prowadnicy
- b średnica wewnętrzna prowadnicy

Rozwiązaniem równania są warunki samozakleszczenia się prowadnicy w następujących przedziałach gdy:

• Przedział  $e \ge \frac{b}{2}$ 

Ramię działania siły znajduje się poza średnicą wewnętrzną prowadnicy:

$$e \ge \frac{l}{2\mu}$$

• Przedział  $0 < e < \frac{b}{2}$ 

Ramię działania siły znajduje się pomiędzy osią poziomą a bliższą krawędzią tarcia

$$l \ge \mu \left( e + \frac{b}{2} \right)$$

• Przedział e < 0 i  $l < \frac{b}{2}$ 

W rozważanym przypadku długość prowadnicy jest mniejsza od jej średnicy wewnętrznej, a punkt zaczepienia siły znajduje się po drugiej stronie osi symetrii – prowadnica zawsze samozakleszczająca się.

Sprawność prowadnicy wyrażona jest wzorem [1]:

$$\eta = 1 - \frac{2\mu}{k}$$

gdzie:

$$k = \frac{l}{a}$$

a – odległość siły od osi.

Z powyższych zależności wynika, że chcąc zmniejszyć straty w prowadnicy, musi być ona wystarczająco długa w stosunku do swojej średnicy, jednak zbytnie wydłużenie wpływa także niekorzystnie. Wzrost kątów pochylenia działającej siły  $\omega_{1,2}$  powoduje obniżenie sprawności, dlatego powinny one być jak najmniejsze.

Kolejny problem stanowi tarcie. Z powodu oddziaływania czynników smarujących na organizm ludzki niemożliwe jest ich stosowanie w narzędziach chirurgicznych. Możliwe jest zbudowanie szczelnego urządzenia zabezpieczonego przed zanieczyszczeniami, lecz powoduje to znaczny rozrost mechanizmu. Opierając się na mechanizmie starannie wykonanych prowadnic ślizgowych dla powierzchni niesmarowanych metal-metal współczynnik tarcia wynosi 0,15 do 0,22 [1, 2].

Przy projektowaniu układów opartych na prowadnicach należy uwzględnić powyższe zależności, alby swoboda ich ruchu była zapewniona z odpowiednim bezpieczeństwem, uwzględniając opory ruchu powstałe z niewspółosiowości elementów, skośnego działania siły, sił tarcia [1–3].

# 3. Cięgna

W tego typu rozwiązaniach przekazanie napędu z silnika do układu wykonawczego końcówki laparoskopowej odbywa się także za pomocą cięgien. Charakteryzują się one dużą wytrzymałością i niewielką masą, a także możliwością przenoszenia siły po torze krzywoliniowym np. po kątowym wychyleniu narzędzia. Zasadniczą wadą tego typu rozwiązania jest to, że mogą przekazywać siłę jedynie w jednym kierunku. Ze względu na wytrzymałość zmęczeniową cięgien, średnica kół wokół których są one opasane musi być odpowiednia dobrana. Można wyróżnić dwa mechanizmy cięgnowe: działający obustronnie oraz mechanizmy z elementem magazynującym energię.

Wadą drugiego rozwiązania jest znaczny rozrost narzędzia, a także zwiększenie siły wywołującej ruch o wartość siły działania sprężyny. W przypadku mechanizmu obustronnego cięgno opasane jest wokół dwóch krążków i tworzy zamkniętą pętlę (Rys. 3). Ruch jednego z krążków wymusza przesuw cięgna które oddziałuje na przeciwległy krążek powodując jego obrót. Ponieważ cięgna przenoszą jedynie siły rozciągające, to musi być ono w trakcie pracy stale napięte. Powoduje to rozciąganie linek wykonanych z tworzywa, a także w przypadku linek stalowych plastyczne odkształcenie cięgna na bębnie.



Rys. 3. Przekładnia cięgnowa działająca obustronnie

W zależności od sposobu połączenia cięgna z elementem czynnym i biernym możemy wyróżnić następujące przekładnie [1]:

- cierne cięgno przenosi ruch z koła czynnego na koło bierne poprzez siły tarcia,
- z cięgnem kształtowym cięgno jest dopasowane do elementów przenoszących za pomocą specjalnych perforacji w tych mechanizmach likwidujących poślizg,
- z cięgnem utwierdzonym na stałe do elementu czynnego i biernego.

Przekładnie te także możemy podzielić ze względu na rodzaj zastosowanego cięgna [1]:

- przekładnie z cięgnami gibkimi,
- przekładnie łańcuchowe.

Ze względu na ograniczenia gabarytowe rurki laparoskopowej oraz zwiększenia stopnia skomplikowania mechanizmu przekładnie łańcuchowe, przekładnie z cięgnem kształtowym w postaci perforowanej, a także przekładnie z zastosowaniem taśm gumowych nie są wykorzystywane. W spotykanych rozwiązaniach wykorzystywany jest mechanizm z cięgnem strunowym z kołami pasowanymi zaopatrzonymi w rowek o kącie zaokrąglenia dobieranym w zależności od warunków pracy [4].

Jeżeli moment przenoszony jest na dużych odległościach to rowek dobierany jest w ten sposób, aby cięgno spoczywało na jego dnie (Rys. 4) a moment obrotowy zostaje nadany poprzez siłę tarcia. Ścianki boczne dodatkowo zabezpieczają cięgno przed spadnięciem.



Rys. 4. Koło pasowe z cięgnem gibkim z rowkiem większym od średnicy cięgna (struny)

Sytuacja gdy promień zaokrąglenia rowka jest mniejszy od średnicy cięgna przedstawiona została na rysunku 5. Takie rozwiązanie sprowadza się do likwidacji poślizgu cięgna na kole, ale powstaje ryzyko zakleszczenia się cięgna na kole pasowym i jego szybsze zużywanie, powoduje to także obniżenie sprawności takiego układu wskutek zwiększenia strat tarcia.



Rys. 5. Koło pasowe z cięgnem gibkim – rowek mniejszy od cięgna

Dla linek bawełnianych, konopnych, metalowych i sprężyn śrubowych, kąt rozwarcia a przyjmuje się w przedziale 40÷50°, a w przypadku linek gumowych o wyższym współczynniku tarcia  $2\alpha = 60^{\circ}$  [1].

Dla mechanizmu zaprezentowanego powyżej obliczeniowy współczynnik tarcia wyraża się wzorem [1]:

$$\begin{cases} \mu' = \frac{\mu}{\sin \alpha} \\ N_{1,2} = \frac{P}{\sin \alpha} \end{cases}$$

Ze względu na znaczną długość rurki laparoskopowej najczęściej spotyka się przekładnie z średnicą rowka większą od średnicy cięgna. W przypadku mechanizmów cięgnowych z cięgnem gibkim występuje także niekorzystne zjawisko poślizgu. Poślizg uzależniony jest od siły napędzającej i wzrasta wraz z momentem napędzanym, a także od materiału z którego wykonane jest cięgno. Im większy współczynnik sprężystości wzdłużnej cięgna tym mniejszy poślizg. Ze względu na wyższy współczynnik sprężystości wzdłużnej w narzędziach laparoskopowych stosowane są linki stalowe.

#### 4. Projekt mechanizmu

W celu wyeliminowania poszczególnych wad wyżej wymienionych mechanizmów zaprojektowany został innowacyjny układ przeniesienia napędu dla kątowo uchylnego narzędzia chirurgicznego.

Narzędzie chirurgiczne według projektu pozwala na przeniesienie napędu wzdłuż prowadnicy z części sterującej do instrumentu chirurgicznego z zapewnieniem możliwości kątowego wychylenia końcówki roboczej narzędzia. W zależności od wykonania końcówkę roboczą mogą stanowić kleszcze, imadła, szczypce itp. (Rys. 6).



Rys. 6. Widok przykładowych możliwych do zastosowania końcówek roboczych narzędzia [6]

Podczas zmiany kąta pracy przenoszona siła nie ulega zmianie. Prosta budowa narzędzia gwarantuje niezawodność działania. Zagięcie końcówki popychacza sterującego pod kątem ostrym w stosunku do jego osi wzdłużnej umożliwia jego pełne wysunięcie przy zgięciu.

Wynalazek dotyczy narzędzia chirurgicznego, w którym do sterowania instrumentu chirurgicznego narzędzia wykorzystuje się cięgno w postaci popychacza sterujacego umieszczonego w prowadnicy, przy czym końcówka prowadnicy, na której końcu osadzony jest instrument chirurgiczny, połączona jest z zasadniczą częścią prowadnicy poprzez przegub. Istota narzędzia polega na tym, że koniec popychacza sterującego połączony jest poprzez mimośrodowy element pośredni z popychaczem wykonawczym, który przeznaczony jest do przenoszenia napędu do instrumentu chirurgicznego zamocowanego na końcu końcówki. Mimośrodowy element pośredni osadzony jest obrotowo w osi zgięcia przegubu. Popychacz sterujący i popychacz wykonawczy połączone są z mimośrodowym elementem pośrednim obrotowo, natomiast w zasadniczej części prowadnicy przebiega popychacz zginający, którego koniec zamocowany jest obrotowo do końcówki prowadnicy.

W preferowanym wykonaniu końcówka popychacza sterującego połączona z mimośrodowym elementem pośrednim zagięta jest pod kątem ostrym w stosunku do jego osi wzdłużnej. W dalszym preferowanym wykonaniu obrotowe połączenie pomiędzy popychaczem sterującym a mimośrodowym elementem pośrednim wykonane jest z wykorzystaniem sworznia. Zasadę działania obrazuje rysunek 7, ruch postępowy popychacza zginającego 5 skutkuje zgięciem końcówki 1. Ponadto w prowadnicy 6 przebiega popychacz sterujący 4, który jednym końcem połączony jest z nie przedstawionym na rysunku silnikiem napędowym, zaś z drugiej strony zamocowany jest



**Rys. 7.** Projekt mechanizmu przeniesienia napędu dla narzędzi laparoskopowych

obrotowo poprzez mimośrodowy element pośredni 3 z popychaczem wykonawczym 2, który przeznaczony jest do przenoszenia napędu do instrumentu chirurgicznego zamocowanego na końcu końcówki 1. Końcówka popychacza sterującego 4 połączona z mimośrodowym elementem pośrednim 3 zagięta jest pod kątem ostrym w stosunku do jego osi wzdłużnej. Mimośrodowy element pośredni 3 osadzony jest obrotowo w osi zgięcia przegubu 7, zaś popychacz sterujący 4 oraz popychacz wykonawczy 2 połączone są z mimośrodowym elementem pośrednim 3 obrotowo, odpowiednio poprzez sworznie 9 i 8.

Dla wyżej przedstawionego mechanizmu celu ochrony prawnej został zgłoszony wniosek patentowy.

#### 5. Kinematyka

Dla projektu narzędzia wykonana została analiza kinematyczna możliwych do realizacji ruchów. Na rysunku 8 przedstawiono narzędzie zaopatrzone w igłę w pozycji prostej i zgięte pod kątem 90°.



Rys. 8. Widok narzędzia w pozycji prostej i zgiętej

Przeprowadzona została także analiza zajmowanej przestrzeni podczas pracy narzędzia wyznaczając przestrzeń roboczą (Rysunek 9) dla części zginanej i wykonawczej narzędzia – igły.



Rys. 9. Widok przestrzeni roboczej narzędzia a) oraz toru roboczego igły b)

#### Streszczenie

W artykule została przedstawiona analiza dostępnych na rynku mechanicznych układów przeniesienia napędu w narzędziach laparoskopowych.

Omówiony został mechanizm przeniesienia napędu w narzędziach kątowo uchylnych zaproponowany przez autora. Przedstawiono budowę oraz działanie zaprojektowanego narzędzia, oraz wyniki symulacji możliwych do realizacji ruchów wykonywanych przez narzędzie.

#### Literatura

- [1] Tryliński W., Poradnik konstruktora przyrządów precyzyjnych i drobnych, WNT Warszawa 1970.
- [2] Dietrich M. (red), Podstawy konstrukcji Maszyn, WNT, Warszawa 2007.
- [3] Tryliński W. (red), Poradnik konstruktora przyrządów precyzyjnych, WNT, Warszawa 206.
- [4] Nawrat Z. (red.) Roboty medyczne, Zabrze 2007.
- [5] Paszenda Z., Tyrlik-Held A., Instrumentarium chirurgiczne, WPŚ, 2003.
- [6] Katalog firmy Polmedplus.

# Analiza budowy manipulatorów niedonapędzonych stosowanych w operacjach chirurgicznych

Agnieszka Kobierska\*

#### Summary

The paper presents solutions for robotic applications in medical operations, in particular for use in colonoscopy. There are two groups of robots: robots in the shape of capsules to be swallowed and robots that are put into the colon. Presented solutions are prototypes. Additional functions required by surgeons need to be implemented in robots to give a full functionality.

Keywords: kolonoskopia, roboty, układy napędowe

# Wprowadzenie

Prowadzenie operacji chirurgicznych metodą małoinwazyjną (MIS) jest obecnie najczęściej wykorzystywaną techniką na świecie. Pomimo stosowania zaawansowanych narzędzi w postaci np. telemanipulatorów chirurgicznych, ciągle jest ona mało intuicyjna i ergonomiczna dla chirurga. Jednym z decydujących czynników ograniczających zastosowanie manipulatorów chirurgicznych jest liczba możliwych do uzyskania na narzędziu stopni swobody. Przykładem techniki chirurgicznej, gdzie możliwy jest znaczący przełom, jest kolonoskopia. Obecnie wykorzystywane urządzenia posiadają bardzo ograniczone możliwości manipulacji. Czas trwania typowego zabiegu jest zasadniczo zależny od wprawności chirurga w obsłudze kolonoskopu.

# Układy napędowe

Wybór właściwego rodzaju napędu (elektryczny, pneumatyczny, hydrauliczny itp.) znacząco wpływa na liczbę stopni swobody manipulatorów medycznych. Przeprowadzona poniżej analiza budowy i zastosowań wybranych rozwiązań manipulatorów medycznych opisuje stan wiedzy i dotychczas stosowane układy napędowe.

W literaturze spotyka się dwa podejścia rozwiązań manipulatorów medycznych z napędami elektrycznymi: zastosowanie elementów pośrednich w postaci cięgien/popychaczy oraz miniaturyzacja napędów do rozmiarów pozwalających na wprowadzenie ich do organizmu człowieka w całości [5][10].

<sup>\*</sup> Instytut Obrabiarek i Technologii Budowy Maszyn, Wydział Mechaniczny, Politechnika Łódzka.



Rys. 1. Manipulator z napędem cięgnowym [3]

Przykładem rozwiazania z elementami pośrednimi jest manipulator o 4 stopniach swobody wyposażony w silniki napedzające poszczególne moduły przy pomocy czterech ciegien [3]. Manipulator (Rys. 1) dodatkowo wyposażony jest w dwa moduły (pierwszy o średnicy 8mm i drugi o średnicy 6mm) oraz łączące je sprężyny. Oba moduły zawierają aluminiowe tuleje, przez które przeciągnięto cięgna powodujące wygięcie poszczególnych członów. Zastosowanie napędu elektrycznego przekazywanego za pomocą cięgien wiąże się z luzami, które należy uwzględnić przy pozycjonowaniu końcówki robota. Jeden z możliwych sposobów redukcji tych luzów pokazano w rozwiązaniu robota HARP[4]. Składający się z dwóch współosiowych segmentowych rurek manipulator (Rys. 2) posiada odpowiednio rozmieszczone cięgna (a). Segmenty płaszcza zewnętrznego i wewnętrznego łączą się ze sobą przegubami sferycznymi o zakresie ruchu ±15°. Napędzenie (d) linek płaszcza zewnętrznego powoduje jego wygięcie w określonym kierunku, a przesuniecie wózka (e) napędzającego skutkuje wysunięciem płaszcza wewnętrznego. Ruch postępowy płaszcza zewnętrznego odbywa się przez przesuniecie wózka (c), przy czym dla zachowania ścieżki ruchu robota płaszcz wewnetrzny zostaje zablokowany napędem (f).



Rys. 2. Robot HARP [4]

Odmienne podejście do zastosowania napędów elektrycznych przedstawiono w pracy [7] gdzie napędy mają gabaryty pozwalające na połknięcie robota przez pacjenta. Robot (Rys. 3. Budowa robota "kapsułki" [7]) wyposażony jest w dwa siniki (przedni i tylni) napędzające dwie przekładnie śrubowo-toczne ustawione osiowo, do przesuwających się nakrętek zamocowano 6 nóżek (razem 12) mających możliwość chowania się w korpusie kapsuły.



Rys. 3. Budowa robota "kapsułki" [7]

Struktura robota prezentuje typowe urządzenie niedonapędzone (od ang. underactuated) tzn. z jednego silnika napędzane jest aż sześć odnóży Poprzez odpowiednie zgrane w czasie wysuwanie przednich i tylnych nóg (przesunięcie nakrętki) otrzymano ruch robota przód – tył.

Do grupy wykorzystującej napęd elektryczny, zaliczyć można rozwiązanie wykorzystujące napędy SMA (shape memory alloy) robot MINIR [1]. Zewnętrzna średnica robota wynosi 12 mm, a jego długość zależy od liczby połączonych przegubowo segmentów (Rys. 4).



#### Rys. 4. Robot MINIR - prototyp [1]

Robot ten posiada 9 stopni swobody. Zakres ruchu każdego segmentu wynosi ±35°. Do napędzania poszczególnych przegubów (Rys. 5) wykorzystuje się dwa przeciwne zamocowane przewody SMA (a). W wyniku przepływu prądu elektrycznego przewód SMA powraca do swojego zapamiętanego prostego kształtu, dzięki czemu następuje obrót przegubu (b). Jednak przepływ prądu powoduje rozgrzanie przewodów do temperatury 70°C.



Rys. 5. Robot MINIR – zasada działania układu napędoweg[1]]



Rys. 6. Robot z napędem SMA w kształcie dźdżownic[2]]

Podobny mechanizm napędu zastosowano w rozwiązaniu wzorowanym na budowie dżdżownic[2]]. Tu jednak zamiast przewodów SMA zamocowano sprężynki SMA (Rys. 6). Sprężynki (2) te zamocowano końcami do mosiężnych płytek (1) umieszczonych na przeciwległych stronach pojedynczego modułu (3) robota. Moduły, o średnicy i długości 10 mm, wykonane są z silikonu. Przepływ prądu przez sprężynkę powoduje jej skurczenie, a co za tym idzie przybliżenie mosiężnych dysków do siebie i zmianę kształtu silikonowej otoczki modułu. Rozwiązanie to pozwala na poruszanie się robota z maksymalną prędkością 0,22 mm/s.

Kolejną ważną grupą w manipulatorach medycznych są manipulatory z napędem pneumatycznym. Pierwszym rozwiązaniem z tej grupy jest robot[6]], w którym przesuwany

pneumatyczne tłok odpychany jest od korpusu siłownika sprężyną, dzięki czemu powstaje ruch względny korpusu do przodu, a tłoka do tyłu. Dzięki osłonie podtrzymującej podczas ruchu, wykorzystywane jest tarcie między ścianami jelita a robotem.



Rys. 7. Robot z siłownikiem pneumatyczny[6]]

Kolejne rozwiązanie przedstawia robota Colobot o średnicy zewnętrzne 17 m[8]]. Dzięki trzem zasilanym pneumatycznie komorom, rozmieszczonym co 120° (Rys. 8), robot posiada trzy stopnie swobody. Dodatkowo przy pomocy włókien optycznych dokonuje się pomiaru położenia końcówki robota względem jelita, tak aby nie uszkodzić jego struktury podczas ruchu robota. Zastosowanie silikonowego płaszcza z wewnętrznym otworem o średnicy 8mm daje możliwość wprowadzania do środka narzędzi lub kamery. W tym rozwiązaniu nie ma jednak kontroli nad ruchem postępowym robota.



Rys. 8. Colobo[8]]

Następne rozwiązanie[9]] robota z napędem pneumatyczny składa się z przedniej i tylnej klamry (clamper) (Rys. 9), którymi przytrzymuje się tkanki i z części wydłuża-

jącej się (extensor) generującej przemieszczenie. Cztery pary pneumatycznych klamer w zależności od zadania albo zasysają tkankę do środka albo ją wydmuchują. Zassana tkanka przytrzymywana jest szczękami zamykanymi mechanicznie (cięgna). Przy pomocy tensometrów mierzona jest siła zacisku, zabezpieczając przed uszkodzeniem struktury tkanki.



Prezentowane rozwiązania są rozwiązaniami prototypowymi. Wymagają uzupełnienia o kolejne udogodnienia wymagane przez chirurgów, by mogły charakteryzować się pełną funkcjonalnością.

### Streszczenie

Praca zawiera przegląd rozwiązań robotów do zastosowań w operacjach medycznych, a w szczególności do zastosowań w kolonoskopii. Można wyróżnić dwie grupy robotów: roboty w postaci kapsuł do połknięcia i roboty wprowadzane do okrężnicy. Roboty połykane służą do wykonania zdjęć stanu przewodu pokarmowego pacjenta, nie mają możliwości pobrania wycinka tkanki czy wprowadzania dawki leku w interesujące lekarza miejscu. Z kolei roboty wprowadzane do okrężnicy nie są wystarczająco długie, by dostać się do odcinków jelita cienkiego ze względu na znaczące kąty zgięcia jelita grubego. Dlatego stworzenie funkcjonalnego urządzenia spełniającego wymagania bezpieczeństwa jest nadal wyzwaniem dla naukowców.

#### Literatura

- Ho M., Ananthanarayanan A., Ehrlich L., Gullapalli R., Simard J. M., Gupta S. K., and Desai J. P., "Towards a minimally invasive neurosurgical intracranial robot", IEEE ICRA Anchorage, Alaska USA 2010.
- [2] Menciassi A., Gorini S., Pernorio G., Dario P., "A SMA actuated artificial earthworm" Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA ,04. 2004 IEEE page(s): 3282–3287 Vol. 4.
- [3] Hyun-Soo Yoon, Youngjin Choi and Byung-Ju Yi, *"A 4-DOF Bendable Endoscope Mechanism For Single Port Access Surgery*" IEEE ICRA Anchorage, Alaska USA 2010.

- [4] Degani A., Choset H., Wolf A., Zenati M. A., "Highly Articulated Robotic Probe for Minimally Invasive Surgery" IEEE International Conference on Robotics and Automation Orlando, Florida – May 2006.
- [5] Byungkyu Kim', Hun-Young Lim', Kyoung-Dae Kim', YounkooJeong' and Jong-Oh Park "A Locomotive Mechanism For A Robotic Colonoscope" International Conference on Intelligent Robots and System EPFLLausanne, Switzerland, 2002.
- [6] Young Mo Lim, Jinhee Lee, Jisang Park, Byungkyu Kim, Jong-Oh Park, Soo Hyun Kim, Yeh-Sun Hang, "A Self-Propelling Endoscopic System" International Conference on Intelligent Robots and Systems Maui, Hawaii, USA, 2001.
- [7] Valdastri P., Webster III R. J., Quaglia C., Quirini M., Menciassi A., Dario P., "A New Mechanism For Mesoscale Legged Locomotion In Compliant Tubular Environments" IEEE Transactions on Robotics, Vol. 25, No. 5, October 2009.
- [8] Gang Chen, Minh Tu Pham, TanneguyRedarce "A Semi-autonomous Micro-robotic System for Colonoscopy" International Conference on Robotics and Biomimetics Bangkok, Thailand, February 21–26, 2009.
- [9] Menciassil A., Jong H. Park2, Lee S., Gorini S., Dario P., Jong-Oh Park3 "Robotic Solutions and Mechanisms for a Semi-Autonomous Endoscope" International Conference on Intelligent Robots and System EPFL, Lausanne, Switzerland, 2002.
- [10] Kassim I., Phee L., Wan S. NG, Feng Gong, Dario P., Mosse Ch. A. "Locomotion techniques for robotic colonoscopy" IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine June 2006.