Ada ANDRYNOWSKA, inż., student kierunku Inżynieria Biomedyczna, Uniwersytet Zielonogórski, Zielona Góra
Tomasz KLEKIEL, dr inż. Zakład Inżynierii Biomedycznej, Instytut Budowy i Eksploatacji Maszyn, Wydział Mechaniczny, Uniwersytet Zielonogórski, Zielona Góra

APPLICATION OF INA122 AMPLIFIER TO MEASURE OF EMG SIGNALS

Abstract In this paper the amplifier to measure electromyographic (EMG) signals was developed. The device to recognize EMG signals was built with the use precision instrumentation amplifier INA122 made by BURR-BROWN Corporation. First, the solution was identified and the gain characteristics prepared. Next, the device was tested by measuring of EMG signals on biceps brachii muscle. Finally, the method of flex muscle identification was proposed.

1. INTRODUCTION

Recently, the electromyographic (EMG) signal has been used, in three cases: clinical practice, the rehabilitation and the control of several prosthetic and orthotic devices. EMG pattern analysis may provide better insight into the muscle recruitment strategic implemented by the Central Nervous System (CNS)[1]. Also the EMG signals offer a valuable tool for an accurate diagnosis of neuromuscular disorders [2-5]. In clinical research, EMG signals are often proposed to permit the control of several prosthetic and orthotic devices [6–9]. Generally, the activation of different muscles is involved in controlling the external device. The device controller is thus engaged in the following tasks based on processing the EMG signals: (a) accurate identification of the time instant for the muscle between the relaxed and contracted state detection, (b) feature extraction based on the segmented signals, and (c) pattern classification used to understand the motion of the user and hence the function to be executed by the prosthetic device. Much kinesiological, physiological and neurophysiological electromyography simply uses and analyses the raw EMG. The amplitude of this signal, and all other EMG data, should always be related back to the signal generated at the electrodes, not given after amplification. Further EMG signal processing is often performed in sports biomechanics in an attempt to make comparisons between studies. It can also assist in correlating the EMG signal with mechanical actions of the muscles or other biological signals[10,11]. In this paper the problem is concerned around design of simple measurement system to acquisition data from muscle and analyzing for control system. The aim of the project was to create simple solution and low power cost of the device. To develop the device, the precision instrumentation amplifier INA122 made by BURR-BROWN[12] was used. This device is characterized by low noise differential signal acquisition, single supply, low offset voltage, low power consumption and gain from 5V/V to 10000V/V set by single external resistor sets. The article presents the results of experiments for the EMG signal amplifier built based on an integrated circuit INA122.

2. MATERIALS AND METHODS

The EMG signal processing can provide information contained in the raw signal. This process can be realized by microcontroller. The location of electrodes, skin preparation and other factors can all affect the results. Even the activity or inactivity of muscle must noticeably change the signal, so the signal should be suitable amplified. The change of the EMG signal involves the expression of the amplitude of the signal as a ratio to the amplitude of a contraction and change of values of amplitude are various for different frequency of signal. The main task for the amplifier is to provide the signal of a level suitable for A/D converter and in consequences for the microcontroller.

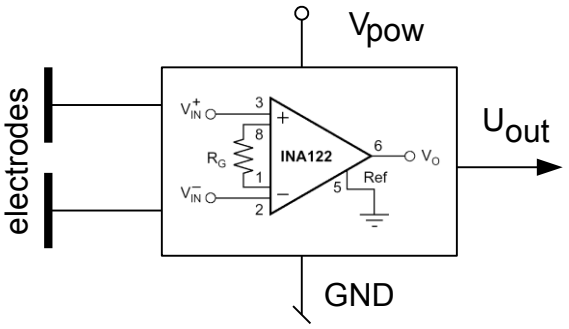


Fig.1. Block diagram of control system for prosthetic control

The measurement system for EMG signals used to control of prosthetic devices needs three basic properties: low power consumption and small dimensions and also must include components shown on Fig. 1. The amplifier should provide the proper gain to measure the EMG signal and also its sensitive to get information about small activity of the muscle recorded as a change of output voltage accepted by predicted type of A/D converter. Very good property of the amplifier INA122 is the possibility to apply a single voltage. In all experiments the $V_{pow} =$ [V] of supply voltage was used. The selection of supply voltage was based on that many microcontrollers work in range from 3.3[V] to 5[V]. For INA122 the gain can be regulated by external resistor. For experiments the gain was assumed on level 1000 [V/V]. The power was provided by a set of batteries in order to eliminate the interference generated from the electricity grid.

Tests for the EMG signal measurement system was divided into two stages. In the first stage the frequency response was determined. In the second stage the response on the EMG signal from muscle was examined.

3. FREQUENCY RESPONSE OF AMPLIFIER INA122

To determine the frequency of the amplifier, the analyzer SIGLAB 20-42 was used. The experiments was carried out for sinusoidal input signal with an amplitude 1[mV]. The dependence of frequency on gain was obtained from the relation between input and output voltage.

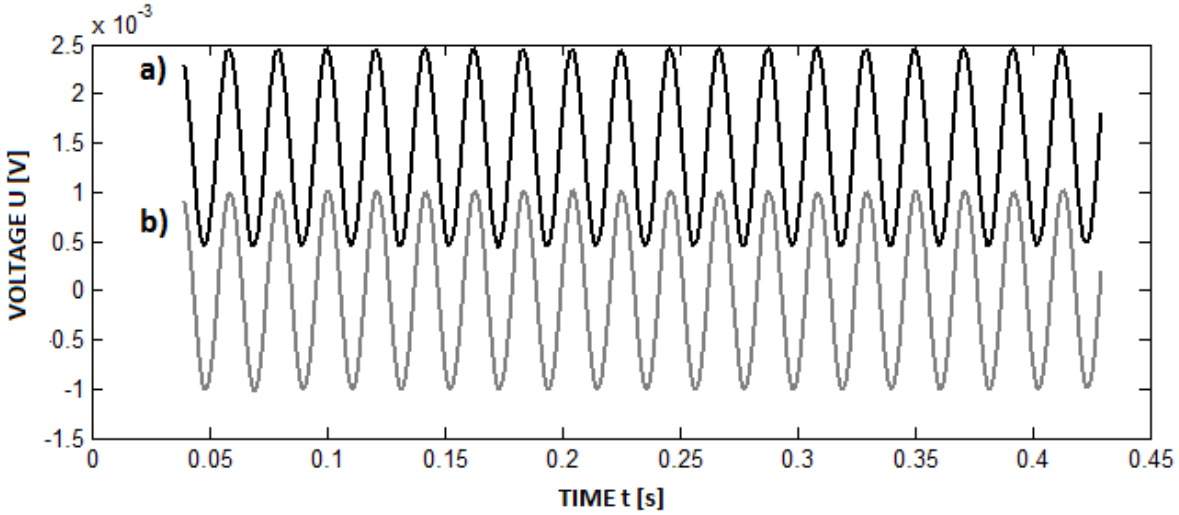


Fig.2. Course of signal for input (a) and output/1000(b)

The investigations have been conducted for wide range of frequency from 5Hz to 800Hz. The most interesting range of frequency is between 20Hz and 60Hz because the frequency of human myopotential lies in similar range[13]. The relation between frequency of input signal and gain of amplifier INA122 was presented in Fig. 3.

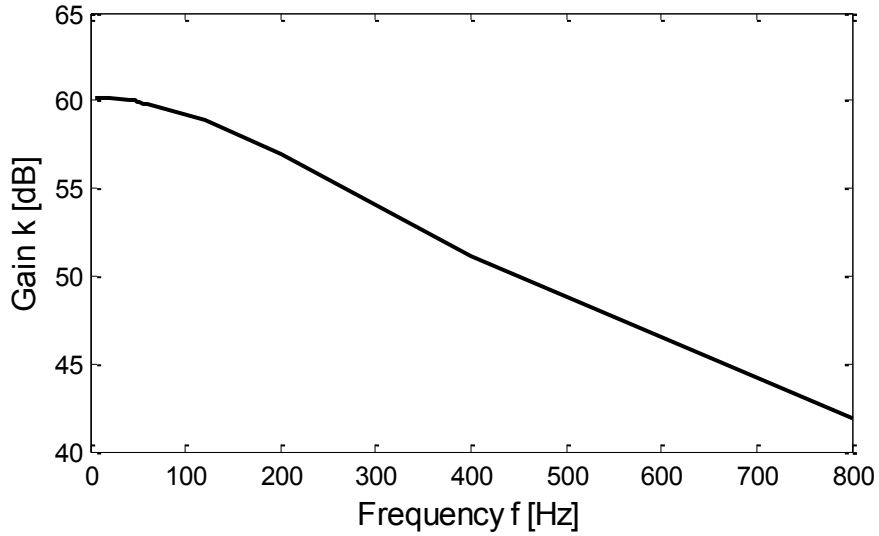


Fig.3 Relation between frequency and gain for INA 122

The maximal gain is about 60 dB and it is equivalent to 1000 V/V. The main conclusion from experiments is that the gain in range from 20 to 60 Hz is “quasi” stable. Above 150 Hz the amplifier INA 122 works like high bandwidth filter.

4. PHASE SHIFT

In INA122 the shift between input and output signal occurs. Fig. 3. presents graphs on which the relation between input and output signal is shown. The graphs have ellipsis shape, which gives the evidence of the phase shift. The calculation of phase shift is however some now difficult because for high frequency the shift in angle unit can be too high. The same shifts in time units can be compared because their values are not dependent on frequency.

Tab 1 Phase shift in time units

No.	Frequency f [Hz]	Time Shift [ms]
1	40	66
2	42	84
3	45	74
4	48	61
5	50	68
6	52	62
7	55	66
8	58	70
9	60	64
10	120	61

In Table 1 the values of time shift are presented. For given frequency the times shift between input and output signals are similar which shift between input and output signals are similar which confirms the independence of phase shift on frequency.

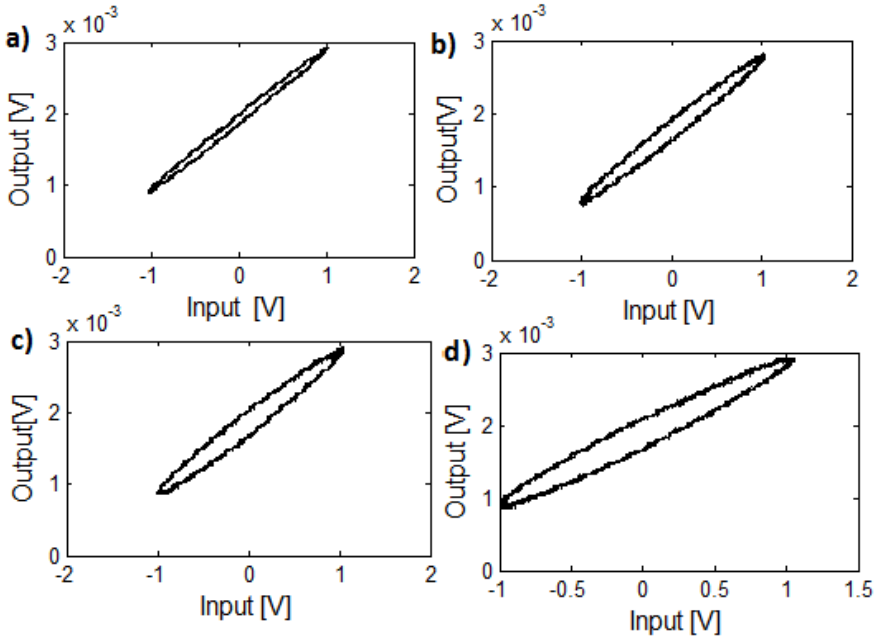


Fig.4 Relation between input and output signals for four frequency: a) 20Hz, b) 40Hz, c) 50Hz, d) 60 Hz

5. MEASUREMENTS OF ELECTROMYOGRAPHY SIGNALS

After characterization of the INA122 amplifier the EMG signal was measured. The EMG signals was collected from biceps brachii muscle. The electrodes were placed on skin in exactly selected locations. Two working electrodes, connected to invert and non-invert inputs of INA122, were placed on the ends of muscle. The third, reference electrode was placed on skin near to bone. In experiment the two-pole measurement method was used. The output signal from amplifier was recorded using signal analyzer SIGLAB 20-42.

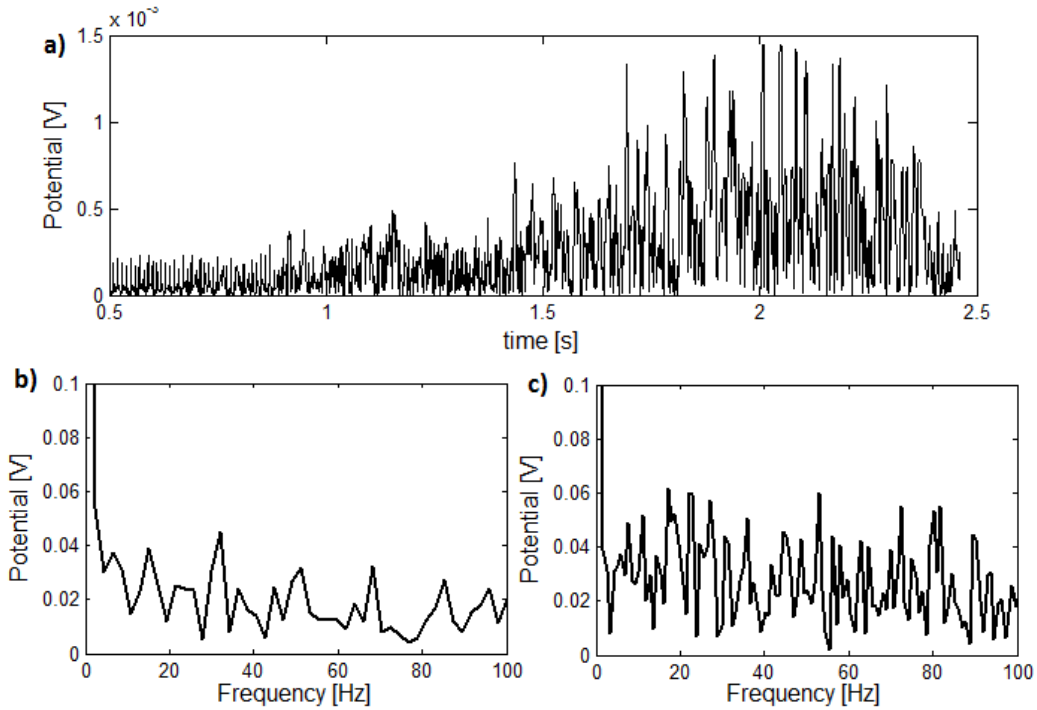


Fig.5 The EMG signal a)signal in time space, b) spectrum for loose muscle, c) spectrum for flex muscle

The EMG signals were transformed by FFT (Fourier Frequency Method). In result of the calculation the spectrum of signal was obtained. The graph a) (Fig. 4) shows the signal in time domain. This signal has two phases: first between 0,5s to 1,4s for relaxed muscle and form 1,7[s] to 2,3[s] for contracted muscle. For these two ranges the Fourier analysis was made. The graphs b) (Fig. 4) shows spectrum of signal for loose muscle and the graph c) shows signal for flex muscle. For these two cases the signal has maximal change of amplitude for frequency in range form 0 to 100Hz. The average amplitude for these spectrums are: ~0.02[V] for first and about ~0.04[V] for second.

6. CONCLUSIONS

In this paper the results of experiments with amplifier INA122 was presented. This integrated board has good parameters for application in measurements of EMG signals. This device has high gain, low noise and low power consumption. The application of the INA122 amplifier was a result of searching for solution in which the simple amplifier for microcontrollers platform can be found. The microcontroller should get EMG signal without noise and process it. Based on results shown in this paper, the proposed solution of amplifier is proper for such application. High gain (about 1000 V/V) and good characteristic of frequency assure that the INA122 amplifier is a good solution. The analysis of EMG signal for relaxed and contracted muscle confirms that the gain is sufficient. Moreover, during experiments it was evidenced that phase shift did not influence on the analyzing of the EMG signal because the change of shift for frequency in considered range is low.

Acknowledgements This work was prepared by Ada Andrynowska as final engineering project in Department of Biomedical Engineering at University of Zielona Góra.

REFERENCES

[1] Micera S.: et. all, A hybrid approach to EMG pattern analysis for classification of arm movements using statistical and fuzzy technique,. Medical Engineering & Physics 21 (1999) 303–311.
[2] De Luca C.J.: Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles, Muscle and Nerve, 1994;16(2):210–6.
[3] Sutherland D.H., Olshen R., Cooper L., Woo SL-Y.: The development of mature gait, J Bone Joint Surg, 1980;62A(3):336–53.
[4] Sutherland D.H., Olshen R., Biden E.N., Wyatt M.P.: The development of mature walking, Oxford: MacKeith Press, 1988.
[5] Riek P., Bava P.: Recruitment of motor units in human forearm extensors. J Appl Physiol, 1992;68(3):100–8.
[6] Graupe D., Cline W.K.: Functional separation of EMG signals via ARMA identification methods for prothesis control purposes, IEEE Trans. Syst. Man Cybern., 1975;SMC–5(2):252–9.
[7] Graupe D., Salahi J., Kohn K.H.: Multifunctional prothesis and orthosis control via microcomputer identification of temporal pattern differences in single-site myoelectric signals, J. Biomed.Engng, 1982;JBE–4:17–22.
[8] Kelly M.F., Parker P.A., Scott R.N.: The application of neural networksto myoelectric signal analysis: a preliminary study, IEEE Trans. Biomed. Engng, 1990;BME–37(3):221–30.
[9] Zardoshti-Kermani M., Wheeler B.C., Badie K., Hashemi R.M.: EMG feature evaluation for movement control of upper extremity prostheses, IEEE Trans. Rehab. Engng, 1995;RE–3(4):324–33.
[10] Solnik S., Devita P., Grzegorczyk K., Koziatek A., Bober T.: EMG frequency during isometric, submaximal activity: a statistical model for biceps brachii, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 12, No. 3, 2010.
[11] Solnik S., Devita P., Rider P., Long B., Hortobagyi T.: Teager–Kaiser Operator improves the accuracy of EMG onset detection independent of signal-to-noise ratio, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 10, No. 2, 2008.
[12] http://www.burr-brown.com/, Datasheet.
[13] Micera S., Sabatini A. M., Dario P.: An algorithm for detecting the onset of muscle contraction by EMG signal processing, Med. Eng. Phys. 20 (1998) 211–215.

Mirella CIEŚLIK, Magdalena KALWARSKA, Sylwia ŁAGAN, Instytut Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

BIOMECHANIKA ZDERZENIA Z PIESZYM A EKSPERTYZA WYPADKU DROGOWEGO

Streszczenie. Artykuł obejmuje zagadnienia dotyczące biomechaniki zderzenia pojazdu z pieszym oraz urazów powypadkowych w odniesieniu do ekspertyzy wypadku drogowego. Celem pracy jest wskazanie związku urazowości pieszego z przebiegiem zdarzenia drogowego. Wykazanie zależności pomiędzy rodzajem urazu a czynnikami biorącymi udział w zdarzeniu pozwala określić parametry mające znaczący wpływ na rekonstrukcję okoliczności zdarzenia.

1. WSTĘP

Wypadki drogowe są istotnym problemem społecznym, a rekonstrukcja ich przebiegu stanowi interdyscyplinarne zagadnienie angażujące doświadczenie i wiedzę specjalistów w zakresie prawa, medycyny i biomechaniki [2]. Na podstawie informacji uzyskanych z analizy obrażeń pieszego możliwe jest rozpatrywanie trzech zagadnień: prędkości pojazdu w chwili zderzenia, kierunku przechodzenia pieszego oraz kształtu nadwozia. Badanie mechanizmu powstania obrażeń u ofiar wypadków drogowych może stanowić podstawę do rekonstrukcji i prawnej oceny okoliczności wypadku. Zdarzenie ze skutkiem śmiertelnym lub ciężkim uszczerbkiem na zdrowiu wymaga określenia jego przebiegu oraz przyczyn w celu wskazania sprawcy.

2. METODYKA BADAŃ

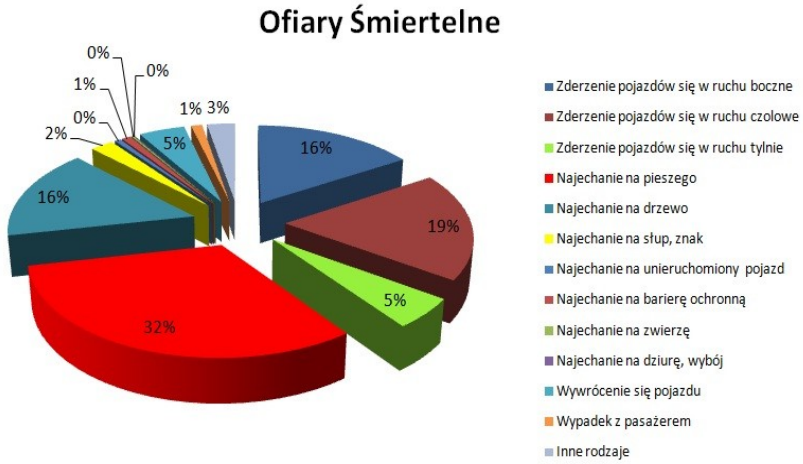
Wnioskowanie oparte na pośmiertnej diagnostyce ofiar wypadków drogowych stanowi złożony proces intelektualny odtworzenia ciągu zdarzeń w funkcji czasu. Analizy opierają się głównie o badanie urazów stawów, kości miednicy, kręgosłupa szyjnego, ocenę charakteru złamań trzonów kości długich, obrażeń głowy i tułowia z punktu widzenia ciała jako biomechanicznego układu.

2.1. Epidemiologia wypadków drogowych z udziałem pieszych

Policyjne statystyki z roku 2009 mówią, iż największy odsetek wypadków komunikacyjnych stanowią te z udziałem pieszych i wynosi on 28 [%]. Ponadto najwięcej ofiar śmiertelnych, bo aż 32 [%], stanowią piesi (rys.1).

Miejscami, w których najczęściej dochodzi do wypadków z udziałem pieszych są przejścia oraz skrzyżowania. Nie tylko z winy kierujących pojazdem dochodzi do sytuacji niepożądanych, przyczyną często jest niewłaściwe zachowanie się samych pieszych. Odnotowano niemal 3,5 tys. wypadków spowodowanych nieostrożnym wejściem na jezdnię,

582 przypadki przekraczania jezdni w miejscu niedozwolonym oraz 408 wtargnięć na czerwonym świetle [4].



Rys. 1. Procentowy rozkład ofiar śmiertelnych ze względu na rodzaj zdarzenia

Skala problemu w oparciu o policyjne statystyki ukazuje jak ważnym jest przeprowadzenie prawidłowej ekspertyzy wypadku drogowego. Szczególnie w przypadku śmiertelnych ofiar wypadków oraz osób z trwałym kalectwem niezbędne jest poznanie etiologii urazów (pierwotnych i wtórnych) w odniesieniu do zmian kształtu nadwozia pojazdu i ich wpływu na charakter obrażeń, co pozwala uzyskać istotne w ocenie parametry zdarzenia [1,2,3].

2.2. Mechanizm powstawania urazów w zderzeniu pieszego z pojazdem

Najczęstszym przypadkiem omawianego problemu jest uderzenie w kończynę dolną pieszego, natomiast kierunek, w którym ono następuje zależny jest od geometrii pojazdu, przy czym uwzględnić należy wzrost pieszego, który ma jednak mniejsze znaczenie w przypadku nadwozia skrzynkowego i klinowego.
W zderzeniu pieszego z pojazdem wyróżnia się kilka faz:

1) Faza kontaktu - przewożenia pieszego przez samochód. Pieszy, zgodnie z ustawieniem przedniej części karoserii, odchyla się od pionu. Środek masy pieszego przemieszcza się w kierunku ruchu samochodu, który przebywa w tym czasie określoną odległość.
2) Faza lotu - zależna od prędkości samochodu, jego wymiarów i rodzaju nadwozia. Występują w niej cztery warianty:
   a) dla samochodu z nadwoziem klinowym następuje podrzut pieszego na znaczną wysokość tak, że samochód przejeżdża pod nim, a on upada za pojazdem,
   b) dla samochodu z nadwoziem pontonowym wysokość podrzutu jest mniejsza, natomiast w górnym obszarze kabiny wystąpić może jedno lub kilka kolejnych uderzeń tak, że pieszy spadnie na jezdnię za lub przed pojazdem,
   c) dla samochodu z nadwoziem skrzynkowym w wyniku uderzenia pieszy zostaje odrzucony do przodu,
   d) dla samochodu z nadwoziem trapezowym wystąpić może wariant a) lub b),
3) Faza sunięcia – przemieszczania się po nawierzchni. W fazie tej pieszy doznaje obrażeń wtórnych.

Wypadki w których biorą udział piesi ze względu na częstotliwość występowania oraz tragiczne skutki powinny stać się najlepiej zbadaną i opracowaną grupą wypadków. Problem stanowi również niezwykle duże zróżnicowanie charakteru obrażeń i przebiegu samego

zdarzenia. Podejście do tego zagadnienia powinno być dwukierunkowe: indywidualne rozpatrywanie przypadku oraz modelowanie wielowariantowych schematów zdarzeń.

Wyróżnić możemy kilka podstawowych schematów przebiegu zdarzeń:

1) potrącenie pieszego pojazdem z odrzuceniem, upadkiem oraz uderzeniem o podłoże,
2) potrącenie z odrzuceniem i wtórnym najechaniem lub przejechaniem ofiary, z opcją wleczenia ciała przez pojazd,
3) pełne uderzenie pieszego bez hamowania – z czterema wariantami: wiezienie ciała na masce i upadek przed pojazdem, upadek z boku pojazdu, przerzucenie ciała ponad dachem samochodu oraz upadek z boku po zderzeniu narożnikowym. Przy prędkości 100-125 [km/h] może dojść do amputacji kończyn, rozległych obrażeń ciała i charakterystycznych rozstępów urazowych w okolicach pachwin.
4) przejechanie – jednym kołem lub przez kolejne koła, z opcją wleczenia ciała przez pojazd,
5) inne przypadki – niezliczona ilość kombinacji.

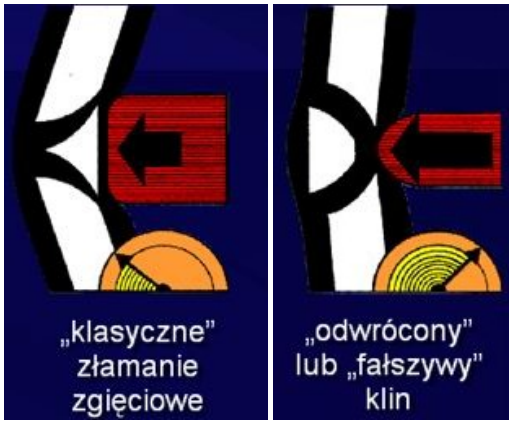
Na charakter obrażeń prócz samego schematu zdarzenia mają wpływ czynniki tj.:

- cechy osobnicze pieszego: wiek, wzrost, waga ciała, ubiór, choroby,
- rodzaj pojazdu, jego prędkość oraz reakcja hamowania.

Uwzględniając charakter obrażeń rekonstrukcja zdarzenia przebiega w kierunku ustalenia pozycji pieszego w momencie kolizji oraz rozróżnienia obrażeń powstałych w poszczególnych fazach wypadku.

Ze względu na sposób kontaktu maski pojazdu z pieszym wyróżnić możemy trzy schematy: kolizja czołowa, narożnikowa oraz styczna (kolizja styczna występuje w przypadku uderzenia wystającą częścią pojazdu, które powoduje nadanie ciału rotacji wokół osi pionowej).

Informacji na temat wysokości działania urazu oraz strony ciała, z której działał mogą dostarczyć „zderzakowe" urazy kończyn. Należy uwzględnić obniżenie poziomu zderzaka spowodowane dociążeniem przodu samochodu w trakcie hamowania. Występują tu nie tylko charakterystyczne złamania kości, jak również stłuczenia mięśni, przy czym w 35 [%] są one izolowane (niewidoczne na powierzchni ciała). Często krwawe podbiegnięcia obserwuje się pod powięziami, tłumacząc ich występowanie kształtem i gładką powierzchnią zderzaków. Charakter obrażeń w obrębie tkanek miękkich zmieniają złamania kości. Rana szarpana, leżąca na wysokości złamania kości, powstaje wtórnie od odłamów kostnych i najczęściej znajduje się po stronie przeciwnej niż działał uraz [5]. Mogą wystąpić charakterystyczne złamania kości długich tj. klinowe złamanie kości z trójkątnym odłamem, z wierzchołkiem zwróconym zgodnie z kierunkiem działania urazu. Jego boki są łukowato wygięte w stronę podstawy. Ten typ złamania wynika z rurowej budowy trzonu kości długiej. Ponadto obecnie można zaobserwować przypadki tzw. „fałszywych" klinów, odwróconych przeciwnie.



Rys.1. Zderzakowe złamania kończyn [3]

Poszerzona technika sekcyjna wykazać może zmiany w obrębie stawów kolanowych, nasad dalszych kości udowych oraz bliższej nasady kości piszczelowej, których lokalizacja może dostarczyć cennych informacji rekonstrukcyjnych.

Istnienie powyższych urazów, złamań „zderzakowych" oraz stłuczeń mięśni, nie może być wykorzystane do określenia prędkości pojazdu, jednakże wykazuje czy pieszy znajdował się w pozycji pionowej. Dodatkowo można oprzeć się o występowanie obrażeń pośladków, uwzględniając, iż mogły one powstać w obu fazach. Uzupełnieniem informacji dostarczonych ze złamań „zderzakowych" są urazy kości miednicy. U pieszych w podeszłym wieku dochodzi do złamań w obrębie kręgosłupa, miednicy i żeber.

Ze względu na niejednorodność okręgu miednicy obserwuje się charakterystyczne typy złamań:

1) z kierunku tylnio-bocznego – złamanie „ześlizgowe" górnej gałęzi kości łonowej, przebiegające skośnie, w pobliżu stawu biodrowego,
2) z kierunku przednio-bocznego – pionowe złamanie górnej gałęzi kości łonowej po stronie urazu, przebiegające w pobliżu i równolegle do spojenia łonowego.

Pozostałe urazy miednicy nie są tak charakterystyczne i pozostają bez związku z kierunkiem działania siły.

Obrażenia głowy zazwyczaj występują w drugiej fazie wypadku, w następstwie uderzenia o twarde podłoże lub przedmioty znajdujące się na poboczu. Najcięższe urazy głowy występują w przypadku rotacji ciała, gdy osią obrotu są stopy. Kiedy dochodzi do przejechania pieszego istotnym znaczeniem dla biegłego jest wykazanie czy wcześniej nastąpiło potrącenie oraz jakie urazy powstały w pierwszej fazie zdarzenia. W przypadku przejechania osoby leżącej na jezdni dochodzi do ciężkich obrażeń klatki piersiowej, jamy brzusznej i zmiażdżenia tkanek, rzadko do uszkodzeń kręgosłupa, miednicy, kończyn czy głowy. Często następuje oderwanie skóry od powięzi lub mięśni i wytworzenie szczeliny w obrębie tkanki podskórnej, tzw. „décollement". Napięcie skóry powoduje powstanie rozstępów naskórka w postaci pasa poprzecznie przebiegających prążków. Zdarzają się rany szarpane lub ślady oparzenia od rury wydechowej. Istotną wartość rekonstrukcyjną mają zarysy bieżnika kół odciśnięte na skórze. W przypadku najechania kołem na głowę następuje pęknięcie skóry w okolicy małżowiny usznej, którego umiejscowienie zależne jest od ustawienia głowy. Pęknięcia kości czaszki następują na kierunku działania sił.

Skutek śmiertelny jest regułą przy prędkości powyżej 80 [km/h], natomiast obrażenia pierwotne są cięższe niż wtórne dla 20-25 [km/h]. Często złamanie kręgosłupa następuje dla ok. 70 [km/h], rozerwanie aorty piersiowej powyżej 85 [km/h], rany darte zaś w okolicach pachwin powyżej 95 [km/h].

2.3. Modelowanie zderzenia pieszego z pojazdem

Celem rekonstrukcji zderzenia pieszego z pojazdem może być oszacowanie kierunku przechodzenia pieszego, sposobu uderzenia pieszego (część przednia nadwozia lub naroże) oraz prędkość pojazdu w chwili zderzenia. Najczęściej występującym jest uderzenie pieszego zorientowanego tyłem lub bokiem do zderzaka, który jako najbardziej wystający element jest miejscem pierwszego zetknięcia pieszego z samochodem.

Dzięki wykorzystaniu zasad mechaniki tworzone są modele matematyczne, jednakże mogą być one wykorzystane jedynie w szczególnych przypadkach, kiedy to są spełnione założenia upraszczające.

Pomocnym narzędziem w ekspertyzie wypadku drogowego jest test zderzeniowy z pieszym. Odbywa się on przy prędkości 40 [km/h]. Na przednią maskę samochodu wstrzeliwuje się elementy aparatury pomiarowej odpowiadające nogom (podudziom), udom i głowie pieszego (rozróżnienie na dorosłego lub dziecko).

3. WYNIKI BADAŃ

Przytoczone przykłady obrażeń w konkretnych przypadkach zdarzeń drogowych, należy rozpatrywać pod względem: obrażeń sugerujących kierunek przechodzenia pieszego, przetoczenia się ciała pod kołami pojazdu, usytuowanie oraz pozycję pieszego względem pojazdu, wystąpienie wtórnego przejechania.

W przypadku potrącenia pieszego (średniego wzrostu) przednią częścią samochodu osobowego (o typowym nadwoziu pontonowym) uderzenie następuje znacznie poniżej środka ciężkości ofiary (z reguły na wysokości bliższych części goleni poniżej kolan). Siła bezwładności (zwrócona przeciwnie do wektora prędkości pojazdu) determinuje sposób przemieszczania ciała w poszczególnych fazach zdarzenia, a tym samym sposób patologicznej dyslokacji oraz mechanizm obrażeń w obrębie stawów skokowych i kolanowych.

Obrażenia mogące świadczyć o potrąceniu pieszego:

1) W pozycji wyprostnej z lewej strony:
   - lewe kolano od strony bocznej - złamanie kłykcia bocznego piszczeli z rozległym wylewem śródkostnym i obniżeniem powierzchni stawowej oraz oderwanie tylniego przyczepu więzadła krzyżowego porzedniego,
   - prawe kolano od strony przyśrodkowej - wylewy śródkostne w zakresie przyśrodkowego kłykcia piszczeli oraz uszkodzenia przyczepów obu więzadeł krzyżowych,
   - podwójne pionowe złamanie miednicy po stronie lewej (rozerwanie lewego stawu krzyżowo-biodrowego i złamania obu gałęzi lewej kości łonowej z uchwytnym przemieszczeniem lewej połowy miednicy w stronę prawą) oraz złamanie dystalnej części trzonu prawej kości udowej (z wydzieleniem klinowatego odłamu pośredniego o ostrym wierzchołku skierowanym w stronę boczną a bokach wklęsłych względem podstawy, która zwrócona była w stronę przyśrodkową), złamania górnych żeber po stronie prawej, przyśrodkowej części prawego obojczyka i podgłowowej lewej kości ramiennej, kompresja kłykcia bocznego lewej piszczeli.
2) W pozycji wyprostnej z prawej strony:
   - prawe kolano od strony bocznej - szczelina pęknięcia przechodząca przez kłykieć boczny piszczeli wraz z rozległym wlewem śródkostnym oraz wylewy śródkostne ze zgnieceniem beleczek kostnych w zakresie bocznej części kłykcia bocznego kości udowej,
   - lewe kolano od strony przyśrodkowej - oderwanie dolnego przyczepu więzadła pobocznego strzałkowego wraz z fragmentem głowy strzałki, rozerwanie torebki stawowej kolana od strony bocznej, odłamanie przyśrodkowej krawędzi kłykcia przyśrodkowego piszczeli, oderwanie przyczepów obu więzadeł krzyżowych, oderwanie przedniego przyczepu i naderwanie tylnego przyczepu łąkotki bocznej.
   - wgniecenie powierzchni stawowej kłykcia przyśrodkowego prawej piszczeli ze śródkostnymi wylewami krwawymi w jego zakresie, brak obrażeń w zakresie lewej kończyny dolnej.
   - oderwanie więzadła pobocznego strzałkowego z fragmentem głowy lewej strzałki i kompresją kłykcia przyśrodkowego lewej piszczeli przy braku cech kompresji jej kłykcia bocznego (z uwagi na zachowany więzozrost piszczelowo-strzałkowy) tworzą zespół charakterystyczny dla bezpośredniego uderzenia w lewą kończynę dolną od strony przyśrodkowej (prawej), co potwierdzają obrażenia struktur prawego kolana. Złamanie prawej strzałki w mechanizmie bezpośrednim oraz awulsyjne oderwanie dolnego przyczepu więzadła pobocznego piszczelowego kolana prawego tworzą bowiem zespół charakterystyczny dla bezpośredniego urazu tego stawu od strony bocznej, czyli prawej.

3) W pozycji wyprostnej od strony przedniej z wleczeniem:
   - w obu stawach kolanowych obrażenia charakterystyczne dla mechanizmu przeprostu (po stronie prawej rozerwanie tylniej części torebki stawowej z wylewami krwawymi w przyczepach obu więzadeł pobocznych, a po stronie lewej złamanie rzepki, rozerwanie obu więzadeł krzyżowych i masywne wylewy śródkostne obejmujące jedynie okolicę przedniej krawędzi piszczeli), w obrębie stawu skokowego zgniecenie przedniej krawędzi dalszej nasady piszczeli (charakterystyczne dla mechanizmu zgięcia grzbietowego).

W przypadku gdy charakter i usytuowanie obrażeń kośćca oraz tkanek miękkich nie dają dostatecznych podstaw do wnioskowania odnośnie ustawienia pieszego względem pojazdu w chwili kolizji, możemy wesprzeć się zmianami w obrębie kolan. Tworzą one bowiem zespoły charakterystyczne dla urazu działającego z określonego kierunku (prócz uderzenia od tyłu) [5].

4. WNIOSKI

Na podstawie danych medycznych można określić mechanizm uderzenia, przede wszystkim ustawienie pieszego względem samochodu. Zasadniczą rolę odgrywają tu złamania zderzakowe, urazy mięśni oraz stawów kolanowych, kości miednicy i czaszki. Dla zmniejszenia ryzyka błędu należy w rekonstrukcji brać pod uwagę całościowy charakter doznanych obrażeń.

Nasilenie obrażeń zależne jest od prędkości kolizyjnej, jednakże nie można określić tej prędkości na podstawie obrażeń, ponieważ śmiertelne urazy mogą wystąpić nawet przy niskich prędkościach (od 20 [km/h]).

LITERATURA

[1] Wicher J.: Bezpieczeństwo samochodów i ruchu drogowego. WKŁ, Warszawa 2004,
[2] Prochowski L., Unarski J., Wach W., Wicher J.: Podstawy rekonstrukcji wypadków samochodowych. WKŁ, Warszawa, 2008,
[3] Teresiński G.: Biomechanika zderzenia z pieszym. Wydawnictwo AM, Lublin 2004,
[4] Policja: Satystyki roczne. http://dlakierowcow.policja.pl/portal/dk/807/47493/Wypadki_drogowe_raporty_roczne.html
[5] Wypadki drogowe. Vademecum biegłego sądowego. Instytut Ekspertyz Sądowych. Kraków 2010.

BIOMECHANICS OF CAR-PEDESTRIAN ACCIDENT AND CAR ACCIDENT EXPERTISE

Summary. The purpose of the study is relation between pedestrian traumas and car accident proceedings. Showing the correlations between type of injury and accident factors allows to fix significant expertise parameters. An article describes biomechanics of car-pedestrian accident issues and traumas after a car accident in reference to road accident expertise.

Dawid DOBOSZ, Grzegorz SOBOTA, Studenckie Koło Naukowe Analizy Ruchu przy Katedrze Motoryczności Człowieka, Zakład Biomechaniki, AWF Katowice

ANALIZA WZORCÓW KOMPENSACJI PIONOWEJ POSTAWY CIAŁA U DZIECI PO OBCIĄŻENIU PLECAKIEM SZKOLNYM

Streszczenie. Na temat reakcji posturalnej dziecka na obciążenie w postaci plecaka powstało wiele prac badawczych. Oceniały one parametry stabilograficzne, zmiany w postawie ciała, relacje między ciężarem i położeniem plecaka, a jakością tych zmian. Autorzy chcąc uzupełnić dotychczas uzyskaną wiedzę na ten temat zdecydowali się na zaprojektowanie badania, które obejmuje próby z plecakiem założonym nie tylko z tyłu, ale i z przodu ciała co pozwoli stwierdzić czy tak zadane obciążenie wywoła różne wzorce kompensacyjne.

1.WSTĘP

Badania poświęcone ocenie stabilności postawy dzieci po obciążeniu ich dodatkowym ciężarem w postaci plecaka są ważnym polem eksploracji ponieważ upośledzenie kontroli posturalnej może prowadzić do zwiększenia ryzyka upadku i wcześniejszego występowania bólów kręgosłupa[1,3,7].

Wyniki prac podejmujących te zagadnienia wskazują na istotne zmiany takich parametrów posturalnych jak: zakres wychwiań, maksymalny zakres wychylenia, długości ścieżki COP (środka nacisku stóp na podłoże – center of foot pressure) czy obwiednia posturogramu [3,4]. Nie bez znaczenia są również zmiany w krzywiznach kręgosłupa, ustawieniu łopatek, barków będące odzwierciedleniem wzorców kompensacji zależnych od sposobu noszenia plecaka i wielkości obciążenia [1,2,8].

Celem eksperymentu było sprawdzenie reakcji na obciążenie plecakiem szkolnym założonym z tyłu oraz z przodu ciała u dzieci w wieku szkolnym.

2.METODYKA BADAŃ

2.1.Uczestnicy badań

W badaniach wzięło udział 14 dzieci z I klasy szkoły podstawowej: 4 chłopców i 10 dziewczynek w wieku 7 i 6 lat. Opiekunowie zostali poinformowani o celu i sposobie realizacji badania i wyrazili pisemną zgodę na przeprowadzenie testu.

2.2.Urządzenia pomiarowe

Do obserwacji zachowań równoważnych wykorzystano platformę tensometryczną Amti AccuGait (AMTI, USA), za pomocą której zarejestrowano wszystkie składowe sił i momentów sił reakcji podłoża. Na tej podstawie określono położenie rzutu OSC na płaszczyźnie podparcia, a w dalszym postępowaniu parametry stabilograficzne w płaszczyźnie przednio tylnej i czołowej.

2.3.Przebieg badania

Badanie polegało na utrzymaniu nieruchomej pozycji stojącej przez 60sekund przy czym pierwsze 30 sekund z oczami otwartymi, a kolejne 30 sekund z oczami zamkniętymi. Próbę wykonywano bez obciążenia oraz z założonym plecakiem z tyłu a następnie z przodu. Ciężar plecaka stanowił 5%, 10% i 15% ciężaru ciała dziecka (maksymalnie masa „wkładu" wynosiła 6 kg).

Etapy badania:

1. Zapoznanie dziecka z urządzeniem pomiarowym, przebiegiem badania oraz z poleceniami jakie będą występować.
2. Dziecko przygotowuje się do badania(przebranie się, zdjęcie butów).
3. Na polecenie „Wejdź na platformę" dziecko staje w określonym miejscu.
4. Dziecko zakłada plecak.
5. Na polecenie „Stań tak, by było Tobie wygodnie" dziecko przyjmuje pozycję swobodną.
6. Poleca się dziecku skupić uwagę na obrazku zawieszonym na przeciw niego na wysokości oczu – „Patrz na obrazek".
7. Polecenie przygotowujące dziecko do badania - „Za chwilę kolega powie - „start" wtedy zacznie się badanie. Teraz nie można już się wiercić"
8. Zgodnie z poleceniem „ W pewnym momencie poproszę byś zamknął/ zamknęła oczy wtedy tylko je zamykasz" dziecko zamyka oczy.
9. Polecenie „Koniec. Możesz zejść z platformy." oznajmia dziecku że dana próba jest zakończona.

Postępowano według tego schematu we wszystkich próbach z wyjątkiem tych bez obciążenia gdzie nie występuje punkt 4.

2.4.Metody analizy danych

Całą statystykę opisową i testową wykonano w pakiecie Statistica . Do porównania prób zależnych wykorzystano Test t dla prób zależnych i Test kolejności par Wilcoxona, a do porównania prób wykonanych w różnych warunkach Test t dla prób zależnych względem grup oraz Test U Manna – Whitneya.

3.WYNIKI

Zamieszczone poniżej tabele zawierają wyniki analizy statystycznej uzyskanych danych

Obliczenia statystyczne wykazały istotną różnicę w położeniu COP pomiędzy próbami bez obciążenia a próbami z obciążeniem wynoszącym 5% masy ciała zlokalizowanym na plecach(tab.1). Dotyczy to zarówno warunków w których badane osoby miały oczy otwarte jak i zamknięte.

Porównywanie zakresów wychwiań dało statystycznie istotne różnice pomiędzy próbami z obciążeniem 10% zlokalizowanym na plechach, a próbami z obciążeniem 10% z przodu ciała (tab.2). Istotność ta występowała tylko w warunkach badania z oczami otwartymi. Jeżeli chodzi porównanie pomiędzy próbami w warunkach oczu otwartych a warunkami z oczami zamkniętymi istotne różniły się wyniki w porównaniach prób PT 10 i PP 15 (tab. 5).

Tabela 1 Średnie położenie rzutu OSC w płaszczyźnie strzałkowej oraz wynik testu t dla prób zależnych względem rodzaju obciążenia

Porównywane próby		Oczy otwarte			Oczy zamknięte		
Próba X	Próba Y	Wartość średnia próby X	Wartość średnia próby Y	p	Wartość średnia próby X	Wartość średnia próby Y	p
B	PT5	-3,203	-1,97	0,0493	-3,048	-1,903	0,0383
B	PT10	-3,203	-2,152	0,1879	-3,048	-2,189	0,2353
B	PT15	-3,203	-2,507	0,3543	-3,048	-2,752	0,6972
B	PP5	-3,203	-2,61	0,4901	-3,048	-2,517	0,5613
B	PP10	-3,203	-2,586	0,3379	-3,048	-2,427	0,3716
B	PP15	-3,203	-1,517	0,0798	-3,048	-1,571	0,1226
PT5	PT10	-1,97	-2,152	0,7489	-1,903	-2,189	0,6095
PT5	PT15	-1,97	-2,507	0,2593	-1,903	-2,752	0,1205
PT10	PT15	-2,152	-2,507	0,6198	-2,189	-2,752	0,4518
PP5	PP10	-2,61	-2,586	0,9729	-2,517	-2,427	0,9026
PP5	PP15	-2,61	-1,517	0,2847	-2,517	-1,571	0,3664
PP10	PP15	-2,586	-1,517	0,3148	-2,427	-1,571	0,4162
PT5	PP5	-1,97	-2,61	0,3407	-1,903	-2,517	0,4014
PT10	PP10	-2,152	-2,586	0,5594	-2,189	-2,427	0,7429
PT15	PP15	-2,507	-1,517	0,3727	-2,752	-1,571	0,2728

Tabela 2 Zakres wychwiań OSC w płaszczyźnie strzałkowej oraz wynik testu t dla prób zależnych względem rodzaju obciążenia

Porównywane próby		Oczy otwarte			Oczy zamknięte		
Próba X	PróbaY	Wartoć średnia próby X	Wartość średnia próby Y	p	Wartość średnia próby X	Wartość średnia próby Y	p
B	PT5	2,291	2,276	0,9382	2,976	2,507	TKPW
B	PT10	2,291	2,063	0,1202	2,976	2,855	TKPW
B	PT15	2,291	2,345	0,8036	2,976	2,941	TKPW
B	PP5	2,291	2,548	0,1630	2,976	3,301	TKPW
B	PP10	2,291	2,523	0,2698	2,976	2,855	TKPW
B	PP15	2,291	2,39	0,5873	2,976	3,354	TKPW
PT5	PT10	2,276	2,063	0,2307	2,507	2,855	TKPW
PT5	PT15	2,276	2,345	0,8179	2,507	2,941	TKPW
PT10	PT15	2,063	2,345	0,2025	2,855	2,941	0,6185
PP5	PP10	2,548	2,523	0,9040	3,301	2,855	TKPW
PP5	PP15	2,548	2,39	0,4183	3,301	3,354	TKPW
PP10	PP15	2,523	2,39	0,6111	2,855	3,354	0,1164
PT5	PP5	2,276	2,548	0,2314	2,507	3,301	TKPW
PT10	PP10	2,063	2,523	0,0180	2,855	2,855	0,9999
PT15	PP15	2,345	2,39	0,8301	2,941	3,354	0,1071

Tabela 3 Zakres wychwiań OSC w płaszczyźnie strzałkowej oraz wynik testu kolejności par Wilcoxona dla prób zależnych względem rodzaju obciążenia

Porównywane próby	Oczy otwarte				Oczy zamknięte		
Próba X	Próba Y	Wartość średnia próby X	Wartość śednia próby Y	p	Wartość średnia próby X	Wartość średnia próby Y	p
B	PT5	2,291	2,276	Test t	2,976	2,507	0,3003
B	PT10	2,291	2,063	Test t	2,976	2,855	0,7299
B	PT15	2,291	2,345	Test t	2,976	2,941	0,7776
B	PP5	2,291	2,548	Test t	2,976	3,301	0,8261
B	PP10	2,291	2,523	Test t	2,976	2,855	0,7776
B	PP15	2,291	2,39	Test t	2,976	3,354	0,1401
PT5	PT10	2,276	2,063	Test t	2,507	2,855	0,0962
PT5	PT15	2,276	2,345	Test t	2,507	2,941	0,1240
PT10	PT15	2,063	2,345	Test t	2,855	2,941	Test T
PP5	PP10	2,548	2,523	Test t	3,301	2,855	0,3967
PP5	PP15	2,548	2,39	Test t	3,301	3,354	0,3627
PP10	PP15	2,523	2,39	Test t	2,855	3,354	Test T
PT5	PP5	2,276	2,548	Test t	2,507	3,301	0,1011
PT10	PP10	2,063	2,523	Test t	2,855	2,855	Test T
PT15	PP15	2,345	2,39	Test t	2,941	3,354	Test T

Tabela 4 Średnie położenie OSC w płaszczyźnie strzałkowej oraz wynik testu t dla prób zależnych względem warunku oczy otwarte – oczy zamknięte

Próba	Wartość średnia dla oczu otwartych	Wartość średnia dla oczu zamkniętych	p
B	-3,202	-3,048	0,9014
PT5	-1,97	-1,903	0,9524
PT10	-2,152	-2,189	0,9803
PT15	-2,507	-2,752	0,8052
PP5	-2,61	-2,517	0,9277
PP10	-2,586	-2,427	0,8965
PP15	-1,516	-1,571	0,9584

Tabela 5 Średnie wartości zakresu wychwiań OSC w płaszczyźnie strzałkowej oraz wynik testu t dla prób zależnych względem warunku oczy otwarte – oczy zamknięte

Próba	Wartość średnia dla oczu otwartych	Wartość średnia dla oczu zamkniętych	p
PT10	2,063	2,855	0,0026
PT15	2,345	2,941	0,0811
PP10	2,523	2,855	0,3310
PP15	2,39	3,354	0,0022

Tabela 6 Średnie wartości zakresu wychwiań OSC w płaszczyźnie strzałkowej oraz wynik testu U Manna – Whitneya dla prób zależnych względem warunku oczy otwarte – oczy zamknięte

Próba	Wartość średnia dla oczu otwartych	Wartość średnia dla oczu zamkniętych	p
B	2,291	2,976	0,1904
PT5	2,276	2,507	0,6625
PP5	2,548	3,301	0,5972

Legenda (do tabel):
B – próba bez obciążenia
PT – próba z obciążeniem z przodu
PP – próba z obciążeniem z tyłu
5, 10, 15 – wartość obciążenia w procentach masy ciała

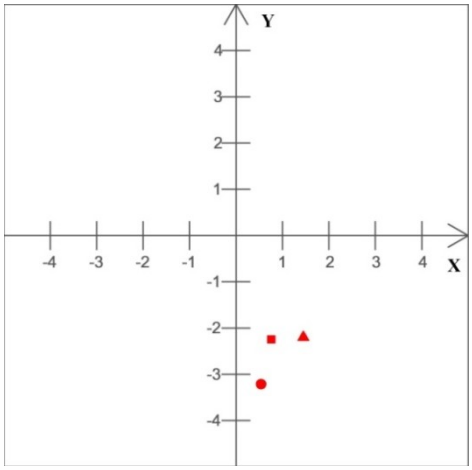
4. WNIOSKI

Próba bez obciążenia stanowiła punkt odniesienia. W momencie założenia plecaka w tradycyjny sposób przy wartości obciążenia 5% masy ciała doszło do przesunięcia COP do tyłu co spowodowało silną reakcję kompensacyjną, która doprowadziła do jego przemieszczenia do przodu. Chociaż nie wynika to wyraźnie z obliczeń statystycznych trend ten występuje w każdej sytuacji gdy plecak znajduje się na plecach przy każdej wartości obciążenia przy czym im większe jest obciążenie tym mniejsza jest wartość kompensacji.

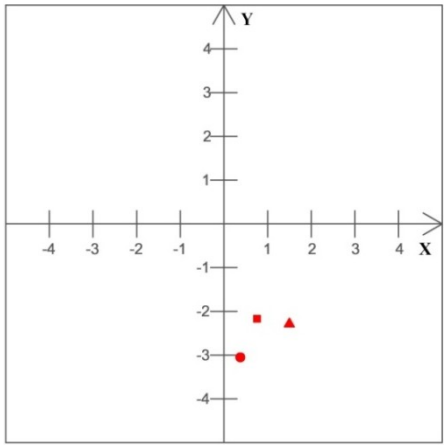
Za to przy założonym plecaku z przodu ciała nie zaobserwowano reakcji posturalnej na przemieszczenie COP do przodu względem jego położenia w próbie bez obciążenia, co w tym przypadku może świadczyć o braku lub niewystarczającej kompensacji ze strony dziecka przy czym im większa wartość obciążenia tym dalej przesuwał się COP. Jest to tylko trend nie potwierdzony statystyczne. Może on wynikać z poczucia większego bezpieczeństwa w przednim pochyleniu i świadomości możliwości amortyzacji upadku kończynami górnymi.

Wartości wychwiań w momencie założenia plecaka w tradycyjny sposób przy wartości obciążenia 10% masy ciała są istotnie statystycznie mniejsze od wartości wychwiań podczas prób z identycznym obciążeniem ale z plecakiem po przedniej stronie ciała. Taka zależność występuje przy wszystkich wartościach obciążenia w czasie badania z oczami otwartymi.

Zamknęcie oczu powoduje istotne zwiększenie wartości wychwiań dla prób z plecakiem z tyłu i obciążeniem 10% masy ciała i dla prób z plecakiem po stronie przedniej i obciążeniem 15% masy ciała. Podobne zmiany mające charakter trendu zachodzą w każdym położeniu plecaka i każdym obciążeniu.



Rys. 1 Rzuty OSC w poszczególnych próbach – oczy otwarte



Rys. 2 Rzuty OSC w poszczególnych próbach – oczy zamknięte

Legenda do rysunków:
● - próba „B”, ▲- próba „PT”, ■-próba „PP”

LITERATURA

[1] Stefano Negrini, Alberto Negrini: Postural effects of symmetrical and asymmetrical loads on the spines of schoolchildren: Scoliosis., Number 1,Volume 2, 9 Jul 2007.
[2] Karen Grimmer, Brenton Dansie, Steve Milanese, Ubon Pirunsan, Patricia Trott: Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study: BMC Musculoskelet Disord., Number 1, Volume 3, 17 Apr 2002.
[3] Pau M, Pau M.: Postural sway modifications induced by backpack carriage in primary school children: a case study in Italy.: Ergonomics, Volume53, Jul 2010, s.872-81.
[4] Rugelj D, Sevšek F.: The effect of load mass and its placement on postural sway.: Ergonomics,Volume53, Jan 2010, s.56-64.
[5] Mackie HW, Legg SJ.: Postural and subjective responses to realistic schoolbag carriage.: Ergonomics,Volume51, Feb 2008, s.217-231.
[6] Błaszczyk JW, Lowe DL, Hansen PD: Ranges of postural stability and their changes In the elderly. Gait & Posture, Volume 2, 1994, s. 11-17
[7] Heler M.F., Challis J. Ch. Sharkey N.A: Changes in postural sway as a consequence of wearing a military backpack: Gait & Posture, Volume 30, July 2009, s. 115-117.
[8] Daniel H.K. Chow, Monica L.Y. Kwok, Jack C.Y. Cheng, Miko L.M. Lao, Andrew D. Holmes, Alexander Au-Yang, Fiona Y.D. Yao and M.S. Wong: The effect of backpack weight on the standing posture and balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls.: Gait Posture, Volume 24, Oct 2006, s. 173-181.

THE ANALYSIS OF COMPENSATION PATTERNS OF ERECT STANDING POSTURE IN CHILDREN WITH BACKPACK LOAD

Summary: Until now many researches about Children's postural response to backpack load were done. Research workers have already evaluated changes in the posturographic parameters, body posture, relationship between the size, location of the backpack and the quality of these changes etc. To broaden knowledge about that issue authors decided to do experiment which compares two situations: when backpack is placed at the back and in the front of the body. Such experiment may point out whether this two conditions determine different compensation patterns.

Anna DONESZ[1], Justyna KRZAK-ROŚ[2], Iwona KOCHANOWSKA[3], Romuald BĘDZIŃSKI[4], Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Politechnika Wrocławska, Wrocław

THE STRUCTURE OPTIMIZATION OF IMPLANTS MATERIALS OF THE SURFACE LAYERS BY SOL-GEL COATING

Streszczenie. This work presents the synthesis of fluorine- and chlorine-doped silica thin films on stainless steel (316L) prepared by the sol–gel method. Obtained materials were examined: structurally (SEM, roughness measurements), mechanically (four-point bending test) and biologically (in vitro). The results of the tests show that it is a possibility to synthesis by sol-gel method stable, continuous and biocompatible coating for materials used for implants.

1. WSTĘP

W związku z rozwojem nowych możliwości implantacji, nadal otwarty jest problem warstw wierzchnich na implanty. Wynika to z faktu, iż wszystkie biomateriały metaliczne zawierają w sobie toksyczne pierwiastki. Z tego powodu podjęto badania nad zastosowaniem warstw zol-żelowych w różnych kombinacjach technologicznych aby uzyskać możliwie optymalną warstwę ochronną.

Celem pracy jest opracowanie powtarzalnych i stabilnych warstw wierzchnich zapewniających biofunkcjonalność, a także stanowiących barierę dyfuzyjną do zastosowania na implanty krótkoterminowe. W pracy wybrano podłoże ze stali austenitycznej 316L w postaci prostopadłościennych próbek i krążków, które pokryto metodą zol-żel warstwami krzemionkowymi (SiO2) z domieszką chloru i fluoru.

2. MATERIAŁY I METODY

Do badań użyto implantacyjne podłoże metaliczne ze stali austenitycznej 316L w postaci próbek: prostopadłościennych płytek o wymiarach 50mm×10mm×1mm, oraz krążków o promieniu R=6,5mm. Próbki pokryto metodą zol-żel powłokami krzemionkowymi domieszkowanymi fluorem (SiO2+F) oraz chlorem (SiO2+Cl). Metoda ta polega na przygotowaniu zolu- roztworu koloidalnego prekursora i przeprowadzeniu go w żel. Reakcja ta prowadzona jest głównie w roztworach alkoholowych lub/i wodnych.

Do syntezy powłok krzemionkowych użyto dwóch różnych prekursorów krzemowych: tetraetoksysilan (TEOS) i tetrametoksysilan (TMOS), dwóch domieszek: fluorotrietoksysilan (FtEOS) i 3-chloropropyltrimetoksysilan (ClPtMOS), rozpuszczalnik-etanol (EtOH) i katalizator kwas solny (HClaq). Z wymienionych substratów sporządzono dwa różne (inny

[1] Studentka V roku Inżynierii Biomedycznej na Wydziale Podstawowych Problemów Techniki,
[2] Instytut Materiałoznawstwa i Mechaniki Technicznej Politechniki Wrocławskiej,
[3] Instytut Immunologii i Terapii Doświadczalnej PAN we Wrocławiu,
[4] Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej Politechniki Wrocławskiej.

prekursor krzemowy, inna domieszka) hydrolizaty krzemionkowe mieszając je na mieszadle magnetycznym w następujących stosunkach objętościowych [ml]:

- TEOS:FtEOS:EtOH=9:1:20,
- TMOS:ClPtMOS EtOH:=7:3:20 + 1 kropla HClaq.

Hydrolizaty nakładano metodą zanurzeniową (dip coating), która polega na zanurzaniu podłoża w roztworze z kontrolowaną prędkością zanurzania i wyciągania próbki. Proces nakładania powłoki powtórzono trzykrotnie, co 24h w wyniku otrzymując powłokę trójwarstwową. Przygotowane próbki (podłoże + powłoka) pozostawiono do wyschnięcia na powietrzu
w temperaturze pokojowej przez 48h, a następnie otrzymane materiały wygrzewano w temperaturach 300˚C, 500˚C, oraz wysuszono w 50˚C.

Otrzymane materiały poddano badaniom strukturalnym (SEM, profilografometria), mechanicznym (próba czteropunktowego zginania) oraz biologicznym (hodowle in vitro).

Mikrostrukturę powłok krzemionkowych zbadano skaningowym mikroskopem elektronowym firmy JEOL JSM-5800LV Skaning w Instytucie Technologii Maszyn i Automatyzacji Politechniki Wrocławskiej stosując powiększenie 500x i 3000x. W trakcie badań stosowano napięcie przyspieszające rzędu 15÷20kV. Skaningowa mikroskopia elektronowa (SEM) umożliwiła mikroskopową analizę morfologii powierzchni, oraz ocenę adhezji warstw do podłoża.

Badania chropowatości powierzchni prostopadłościennych próbek metalicznych zarówno z powłokami krzemionkowymi jak i czystego podłoża (stal 316L) przeprowadzono za pomocą profilogfafometru RORM TALYSURF 120L firmy RANK TAYLOR HOBSON LIMITED w Instytucie Technologii Maszyn i Automatyzacji Politechniki Wrocławskiej. Pomiary przeprowadzono metodą stykową, stosując stożkową igłę pomiarową wykonaną z diamentu o promieniu zaokrąglenia wierzchołka 2 μm oraz kącie rozwarcia 90˚. Przyjęto odcinek pomiarowy o długości lm=6mm, który w trakcie analizy zmierzonych profili i obliczeń parametrów chropowatości został podzielony na odcinki elementarne o długości lr=0,8mm. W profilografometrii zmierzono i wyznaczono parametry chropowatości powierzchni podłoży ze stali 316L z naniesionymi powłokami.

Próbę czteropunktowego zginania przeprowadzono na maszynie wytrzymałościowej MTS Mini Bionix 858 w Zakładzie Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej Politechniki Wrocławskiej. W teście tym badano reakcję powłok SiO2 na podłożu metalicznym (stal 316L) na działanie cyklicznych obciążeń zmiennych. Próbki obciążane były cykliczną siłą z częstotliwością 1Hz przez 100 cykli. Analiza wyników polegała na obserwacji za pomocą skaningowego mikroskopu elektronowego (SEM) powierzchni powłok zarówno przed jak i po przeprowadzonych testach. Szczególną uwagę skierowano na obserwację czy i w jakim stopniu zmienia się ciągłość powłoki na podłożu metalicznym po wykonanych testach czteropunktowego zginania.

Badania komórkowe przeprowadzono w Laboratorium Immunologii Zakładu Terapii Doświadczalnej Instytutu Immunologii i Terapii Doświadczalnej PAN we Wrocławiu. Zastosowano technikę hodowli tkankowej, prowadząc 72h hodowle mysich fibroblastów (mFbr) w obecności otrzymanych materiałów (SiO2+F, SiO2+Cl) wygrzanych w trzech różnych temperaturach (50˚C, 300˚C, 500˚C) na podłożu stali 316L (krążki) o chropowatości Ra=0,1 μm w 24-dołkowej płytce hodowlanej. Celem badań było określenie, który z syntezowanych żeli krzemionkowych na podłożu stali 316L oraz, które parametry nanoszenia żelu są korzystniejsze dla żywotności, wzrostu i proliferacji populacji mFbr. Ocenę bioakceptowalności zsyntezowanych żeli krzemionkowych oraz parametrów nanoszenia żelu dla żywotności i proliferacji mFbr, przeprowadzono na podstawie morfologii komórek w obrazie mikroskopowym, liczebności populacji komórek oraz paramertrów opisujących całkowitą hodowlę oraz hodowlę na krążku.

3. WYNIKI

Badania przeprowadzone za pomocą SEM wykazały, iż zsyntezowane powłoki są ciągłe, bez wytrąceń zarówno przed jak i po próbie czteropunktowego zginania.

W wyniku pomiaru chropowatości zsyntezowanych powłok krzemionkowych na powierzchni stali nierdzewnej 316L otrzymano profilogramy, które opisują trzy podstawowe parametry chropowatości charakteryzujące powierzchnię (rys x):

- Ra-średnia arytmetyczna odchylenia profilu, określa chropowatość na odcinku pomiarowym lm w odniesieniu do linii środkowej,
- Rt- maksymalna wysokość pomiędzy najwyższym szczytem, a najniższą doliną, przedstawia tzw. głębokość profilu,
- Rz- wysokość profilu chropowatości wg.10 ekstremów, wartość ta określa główny poziom bezwzględnej wartości pięciu najwyższych szczytów i najniższych dolin na odcinku pomiarowym lm , zwana jest szerokością profilu.

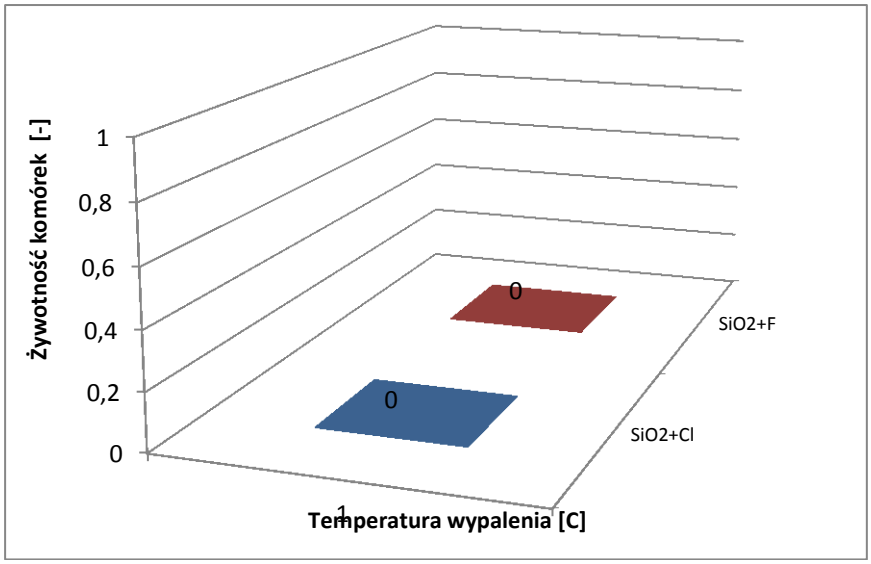
Tabela 1. Parametry chropowatości próbek

próbka	R_a [μm]	R_t [μm]	R_z [μm]
Stal 316L	0,100	2,385	1,246
SiO_2+Cl 50˚C	0,170	3,689	2,744
SiO_2+Cl 300˚C	0,170	5,335	2,995
SiO_2+Cl 500˚C	0,110	5,243	1,937
SiO_2+F 50˚C	0,075	1,154	0,762
SiO_2+F 300˚C	0,078	1,720	0,815
SiO_2+F 500˚C	0,069	1,015	0,743

Uzyskane parametry chropowatości wskazują, iż powłoki z chlorem zwiększyły wyznaczone parametry chropowatości, zaś powłoki z fluorem zmniejszyły ich wartość.

Stosując metody mikroskopowe (SEM) stwierdzono, iż realizacja 100 cyklicznych elastycznych obciążeń przy częstotliwości f=1Hz, nie spowodowała uszkodzenia warstw. Nie zaobserwowano pęknięć oraz odspojenia się warstwy od podłoża na skutek zastosowanych cyklicznych obciążeń. Powłoki po badaniach wytrzymałościowych nie zmieniły swoich charakterystycznych struktur.

Przeprowadzone badania biologiczne in vitro wykazują bioaktywność zsyntezowanych powłok przejawiającą się większą proliferacją i wysoką żywotnością komórek na podłożu z powłoką. Otrzymane rezultaty wskazują, że wszystkie badane żele są biozgodne, ponieważ proliferacja i przeżywalność hodowli były porównywalne z hodowlą kontrolną. Ponadto badania te wykazały brak niekorzystnego wpływu stali 316L, która stanowi podłoże dla wymienionych żeli. Niemniej jednak dyskretne różnice w wartościach parametrów opisujących hodowlę na krążkach ujawniają się przy porównaniu powłok krzemionkowych domieszkowanych innym pierwiastkiem (chlor/fluor) wygrzanych w tych samych temperaturach. Z porównania żywotności komórek pomiędzy poszczególnymi krążkami z powłoką wygrzaną w tej samej temperaturze wynika, iż parametr ten ma większą wartość dla powłok z domieszką chloru wysuszoną w 50˚C, mniejszą dla powłok z chlorem wygrzanych w 500˚C, zaś taką samą dla powłok z chlorem i fluorem wygrzanych w 300˚C (Rys. 1).



Rys. 1. Wpływ powłok zol - żelowych na żywotność komórek na krążku

4. WNIOSKI

W wyniku przeprowadzonych badań krzemionkowych warstw wierzchnich otrzymanych metodą zol-żel sformułowano następujące wnioski:

1. Badania mikroskopowe (SEM) wykazały, iż zsyntezowane powłoki są ciągłe i wykazują dużą adhezję do podłoża,
2. Badania topograficzne wykazują, iż w zależności od składu zolu jak i temperatury obróbki termicznej można kształtować chropowatość powierzchni,
3. Na podstawie przeprowadzonej analizy mikroskopowej próbek po badaniach wytrzymałościowych można stwierdzić, że przy zastosowanych parametrach cyklicznych obciążeń powłoka nie ulegnie zniszczeniu,
4. Uzyskane wyniki badań biologicznych pozwalają sądzić, że uzyskane powłoki na podłożu stali 316L mogą stanowić przyjazny dla biorcy materiał do produkcji implantów medycznych. Zastosowana technika hodowli komórkowej oraz uzyskane dane pomiarowe świadczą o biokompatybilności badanych próbek. Kondycja i liczebność hodowli wskazują na możliwość spełnienia wymogów stawianym wszczepom przez środowisko tkankowe.

Podsumowując, przeprowadzone badana wskazują, iż istnieje możliwość syntezy metodą zol-żel stabilnych i powtarzalnych powłok tlenkowych stanowiących barierę dyfuzyjną pomiędzy wszczepem, a otaczającym go środowiskiem tkankowym oraz poprawiających bioakceptowaloność implantu.

LITERATURA

[1] Klein Lisa C.: Sol-Gel Technology for Thin Films, Preforms, Electronics, and Specialty Shapes. Hardcover, NOYES Publications, 1988,

[2] Krzak-Roś J., Filipiak J., Pezowicz C., Baszczuk A., Miller M., Kowalski M., Będziński R.: The effect of substrate roughness on the surface structure of TiO2, SiO2, and doped thin films prepared by the sol–gel method,. Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 11, No. 2, 2009.

Sławomir DUDA[1], Robert MICHNIK[2], Sławomir KCIUK[1], Jacek JURKOJĆ[2], Krzysztof KAWLEWSKI[1], Tomasz MACHOCZEK[1]

[1] Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska
[2] Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska

KONCEPCJA MECHATRONICZNEGO URZĄDZENIA DO TRENINGU LOKOMOTORYCZNEGO

Streszczenie: W pracy przedstawiono koncepcję urządzenia do reedukacji funkcji lokomocyjnych. Prace projektowe zostały poprzedzone badaniami doświadczalnymi chodu w odciążeniu, na specjalnie skonstruowanym do tego celu stanowisku pomiarowym. Wyniki badań pozwoliły na opracowanie wytycznych do projektowanego urządzenia.

1. WSTĘP

Rehabilitacja osób z zaburzeniami funkcji lokomocyjnych, zarówno o podłożu urazowym jak i neurologicznym, powinna być oparta w dużej mierze na nauce prawidłowego poruszania się. Realizowane jest to zwykle poprzez prowadzenie - asekurację pacjenta przez fizjoterapeutę, którego zadaniem jest pomoc choremu w utrzymaniu równowagi oraz zapobieganie ewentualnym upadkom. Tak zorganizowana rehabilitacja wymaga wielkiego zaangażowania zarówno pod względem przeznaczonego czasu jak i energii wymaganej do asekuracji pacjenta. Innym ważnym aspektem rehabilitacji, jest powtarzalność ćwiczeń, która w opisywanym wyżej podejściu, jest trudna do realizacji. W proponowanym rozwiązaniu możliwa będzie rehabilitacja poprzez kontrolowaną asekurację podczas chodu oraz wykonywanie różnych ćwiczeń w odciążeniu [1,2,3,4].

2. DOTYCHCZASOWY STAN WIEDZY

Jedną z metod rehabilitacji jest prowadzenie ćwiczeń w odciążeniu. Tego typu ćwiczenia pozwalają na zmniejszenie obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego, a przez to umożliwiają pacjentowi wykonanie ruchu, który bez odciążenia mógłby być niemożliwy (ze względu na osłabienie mięśni lub ból). Aktualnie, w ośrodkach rehabilitacyjnych, można spotkać platformy stabilometryczne i balansowe z poręczami asekuracyjnymi lub zamontowanym układem umożliwiającym podwieszenie pacjenta, chroniąc go w ten sposób przed ewentualnym upadkiem. Przykładem takich platform są platformy stabilometryczna i balansowa firm Biodex oraz platforma firmy Tecno Body. Tego typu urządzenie nie umożliwia jednak rehabilitacji w zakresie nauki chodu. W tym celu mogą stosowane być bieżnie, gdzie pacjent, asekurowany podobnie jak w przypadku platform przez specjalny układ odciążenia, może uczyć się poruszania. Przykładem takiego urządzenia może być Gait Trainer firmy Biodex wraz z systemem odciążania UWS OFFSET, gdzie pacjent podpiera się rękoma o poręcze lub jest podwieszony w uprzęży równocześnie poruszając się po bieżni. W ostatnich latach powstały również urządzenia, które dodatkowo wyposażone są w układ napędowy wymuszający ruch kończyn dolnych. Przykładem takich urządzeń są: Lokomat

firmy Hocoma oraz AutoAmbulator firmy HealthSouth (rys. 1). Urządzenia te często wykorzystywane są również do prowadzenia rehabilitacji i wybudzania osób w śpiączce. Jednak w nauce chodu osób świadomych ich wadą jest unieruchomienie miednicy. Udowodniono w badaniach, że brak możliwości ruchu miednicy podczas chodu znacznie zmienia jego wzorzec [5]. Dodatkowo w tych urządzeniach ruch kończyny dolnej ograniczany jest tylko do płaszczyzny strzałkowej, bez zapewnienia prawidłowych ruchów w płaszczyźnie czołowej lub poprzecznej. Nie bez znaczenia pozostaje również fakt, że ruch na bieżni nie jest tym samym, co poruszanie się z przemieszczaniem w przestrzeni. Wszystko to może prowadzić do utrwalenia nieprawidłowych wzorców ruchowych, co z kolei może wpływać na powstawanie chorób zwyrodnieniowych lub uszkodzeń pourazowych w przyszłości [5, 6, 7].

Próbą odejścia od ruchu na bieżni są urządzenia, których przykładem jest Gait Trainer firmy Rifton lub firmy Kaye Products. Jest to balkonik z kółkami oraz systemem do mocowania ciała pacjenta. Bardzo dużą zaletą tego urządzenia jest możliwość swobodnego poruszania się pacjenta po poziomych ciągach komunikacyjnych. Jednak, jeśli chodzi o rehabilitację to poważną wadą takich urządzeń jest, unieruchomienie miednicy, stosowanie do odciążania siodełek oraz niemożność prowadzenia takich ćwiczeń jak na przykład wchodzenie po schodach.



Rys. 1. Lokomat firmy Hocoma – urządzenie do reedukacji chodu

Urządzeniem niewątpliwie najbardziej zaawansowanym technologicznie, które niedawno pojawiło się na rynku jest opatentowane w bieżącym roku, w Stanach Zjednoczonych (patent nr US 7,883,450 B2) urządzenie o nazwie ZeroG. Jest to układ mechatroniczny do wspomagania ruchu człowieka w odciążeniu, umożliwiający przemieszczanie się osoby rehabilitowanej wzdłuż zadanej trajektorii. W zależności od aktualnego położenia człowieka wynikającego z fazy chodu, układ poprzez swoje napędy odpowiednio reaguje zapewniając zadaną wartość odciążenia.



Rys. 2. Ilustracja zastosowania urządzenia ZeroG, tryb pracy w odciążeniu przy schodzeniu ze schodów



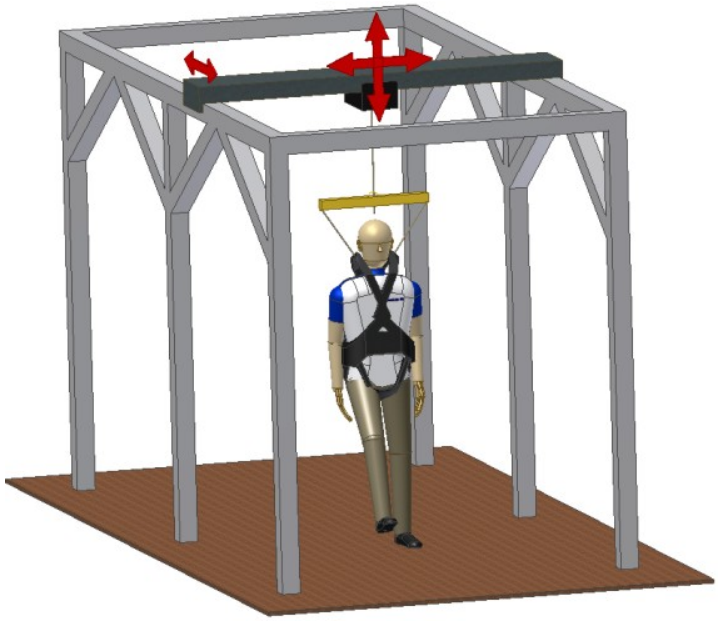
Rys. 3. Widok urządzenia ZeroG zainstalowanego do szyny prowadzącej

Wychodząc naprzeciw potrzebom, tj. nowoczesnego, rodzimego urządzenia do rehabilitacji osób z deficytem ruchowym, pracownicy Katedry Mechaniki Stosowanej podjęli się, w ramach projektu badawczego rozwojowego, budowy urządzenia w postaci

demonstratora technologii służącego reedukacji chodu, które będzie umożliwiało samodzielne poruszanie się pacjenta w odciążeniu.

2. KONCEPCJA URZĄDZENIA DO REEDUKACJI FUNKCJI LOKOMOCYJNYCH

W ramach pracy opracowano koncepcję mechatronicznego urządzenia do treningu funkcji lokomotorycznych przedstawioną na rys. 4. Urządzenie to ma służyć rehabilitacji pacjentów szpitalnych, ponownie uczących się chodzić, jako układ nadążny wspomagający odciążenie kończyn dolnych w trakcie chodu w przestrzeni ograniczonej ruchem suwnicy odbywającym się w płaszczyźnie poziomej. Urządzenie będzie umożliwiało reedukację funkcji lokomocyjnych, głównie chodu oraz wchodzenia po schodach. W urządzeniu zastosowany zostanie dynamiczny system zawieszenia pacjenta pozwalający na przemieszczanie się w naturalnej, wyprostowanej pozycji z możliwością przemieszczania się środka masy pacjenta zarówno w osi pionowej jak i poziomej. Zastosowanie układu zawieszenia pozwoli pacjentom, posiadającym deficyty ruchowe, na zwiększenie poczucia bezpieczeństwa podczas chodu oraz umożliwi realizację funkcji lokomocyjnych w odciążeniu. Istotnym elementem projektowanego urządzenia będzie układ napędowy wraz z układem sterowania, pracujący jako układ nadążny, pozwalający na sterowanie ruchem środka masy pacjentów oraz zapewniający odpowiedni poziom odciążenia. Urządzenie umożliwiać będzie ruchu we wszystkich kierunkach, a przestrzeń poruszania się ograniczona będzie jedynie przestrzenią konstrukcji suwnicy.



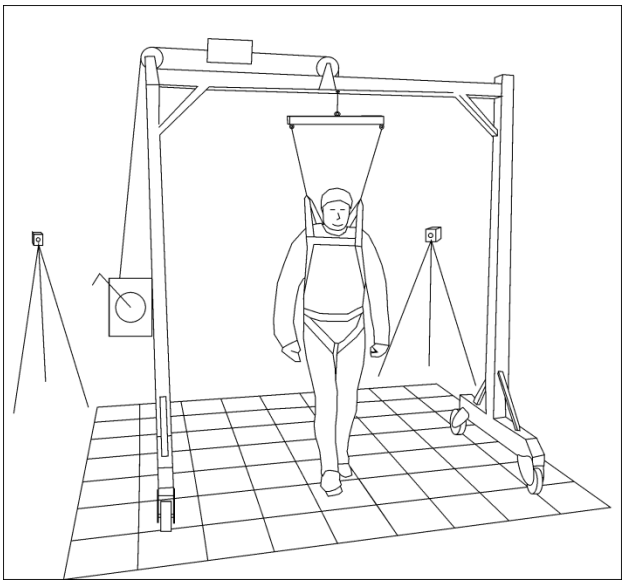
Rys. 4. Idea działania projektowanego urządzenia

3. BADANIA CHODU W ODCIĄŻENIU

W pierwszym etapie pracy, przeprowadzono wstępne badania doświadczalne chodu z i bez odciążenia statycznego. Na podstawie zarejestrowanych danych, wyznaczono wielkości kinematyczne - przemieszczenia charakterystycznych punktów antropometrycznych oraz środka masy ciała. Równocześnie prowadzono rejestrację rozkładu sił nacisku na stopę za pomocą systemu Medilogic. Uzyskane w ten sposób wielkości zostaną wykorzystane do

doboru parametrów geometrycznych urządzenia, parametrów mechanicznych i elektrycznych układów napędowych oraz do opracowania algorytmu sterowania.

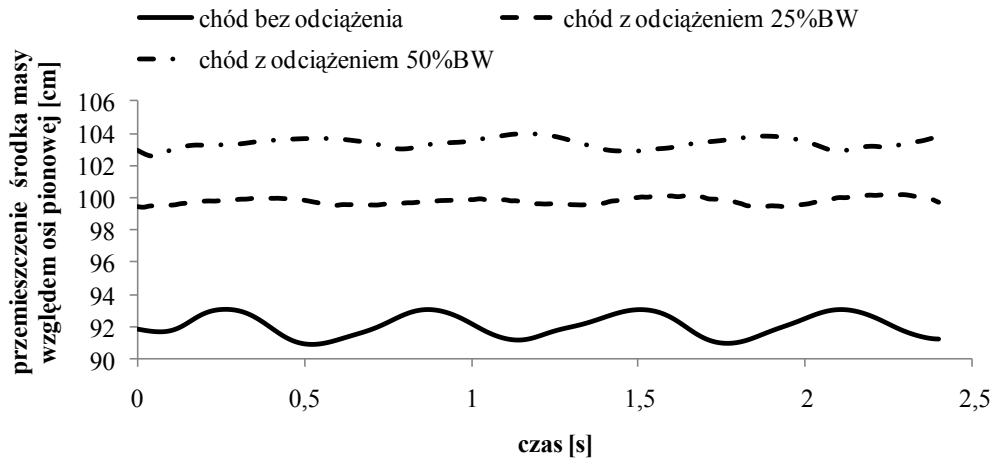
Badania zostały przeprowadzone w laboratorium Katedry Mechaniki Stosowanej, Politechniki Śląskiej. W trakcie badań wykorzystano suwnicę z zapadkowym mechanizmem podnoszenia, do którego zamontowano system zawieszenia. Wartość odciążenia (w spoczynku) była ustalana na podstawie odczytu z czujnika siły umieszczonego na lince mocującej system zawieszenia. Suwnica (Rys.4.) posiadała możliwość jazdy dzięki zamocowanym rolkom. Ruch postępowy suwnicy realizowano za pomocą sił mięśni ludzkich, przyłożonych po obu stronach konstrukcji.



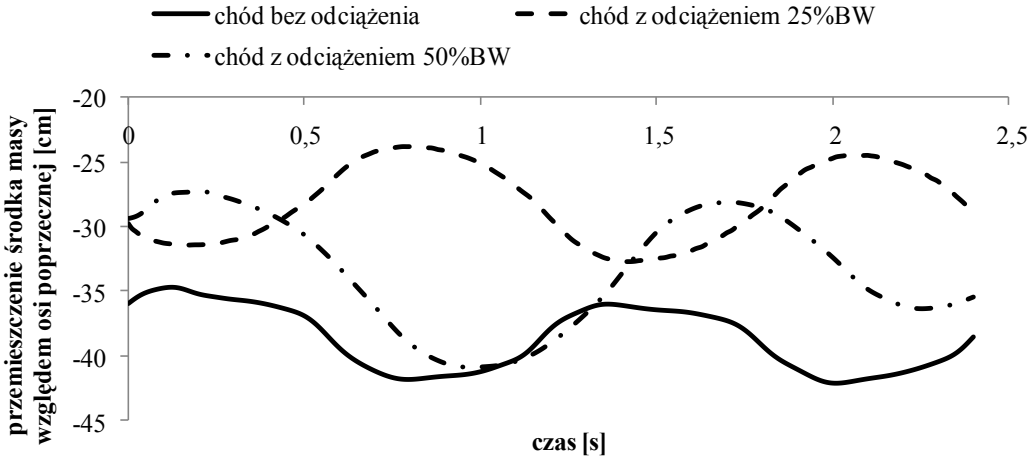
Rys. 5. Schemat stanowiska pomiarowego

Do wyznaczenia wielkości kinematycznych podczas chodu został wykorzystany optoelektroniczny system APAS. Ruch badanych osób rejestrowany był za pomocą dwóch cyfrowych kamer firmy Basler, z częstotliwością próbkowania wynoszącej 100 Hz. Ze względu na dużą obszerność wykonywanych ruchów, kamery rozstawiono w taki sposób, aby możliwe było dokładne wyznaczenie kinematyki kończyny dolnej i ruchu systemu zawieszenia. Zarejestrowany przez kamery obraz przesyłany był do komputera, gdzie za pomocą modułów optoelektronicznego systemu do analizy ruchu APAS dokonano obróbki filmów i wyznaczono położenia markerów rozmieszczonych na ciele badanej osoby, suwnicy oraz układzie zawieszenia. Badania rozkładu sił nacisku na stopy przeprowadzono za pomocą systemu Medilogic. System ten składa się z dwóch wkładek, które umieszcza się w butach osoby badanej, nadajnika oraz modemu podłączanego do komputera.

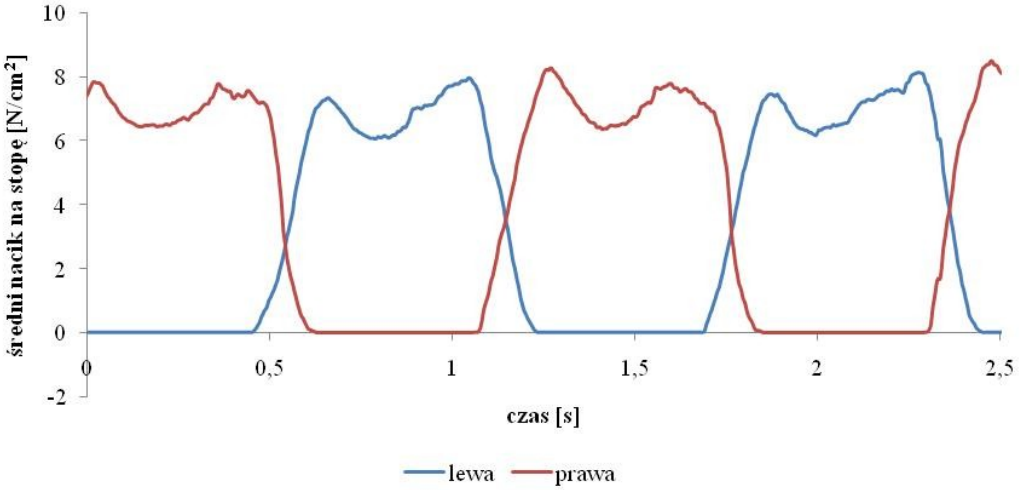
Na podstawie przeprowadzonych badań wyznaczono przebiegi środka masy ciała badanej osoby oraz sił reakcji podłoża podczas chodu dla różnych wartości odciążenia. Na kolejnych wykresach przedstawiono przebiegi środka masy względem osi pionowej i poprzecznej oraz sił reakcji podłoża wyznaczone dla kilku cykli chodu bez odciążenia, z odciążeniem wynoszącym 25% i 50% ciężaru badanej osoby.



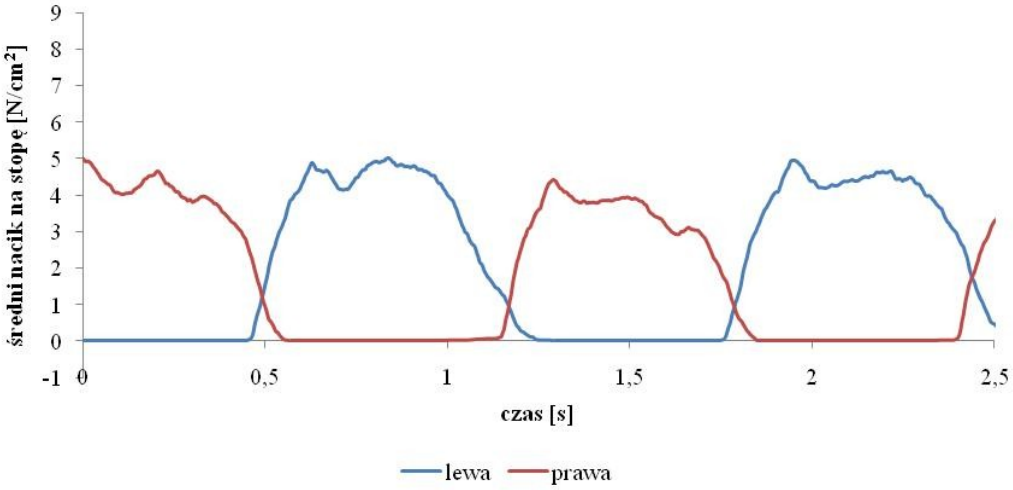
Rys. 6. Przemieszczenia środka masy względem osi pionowej



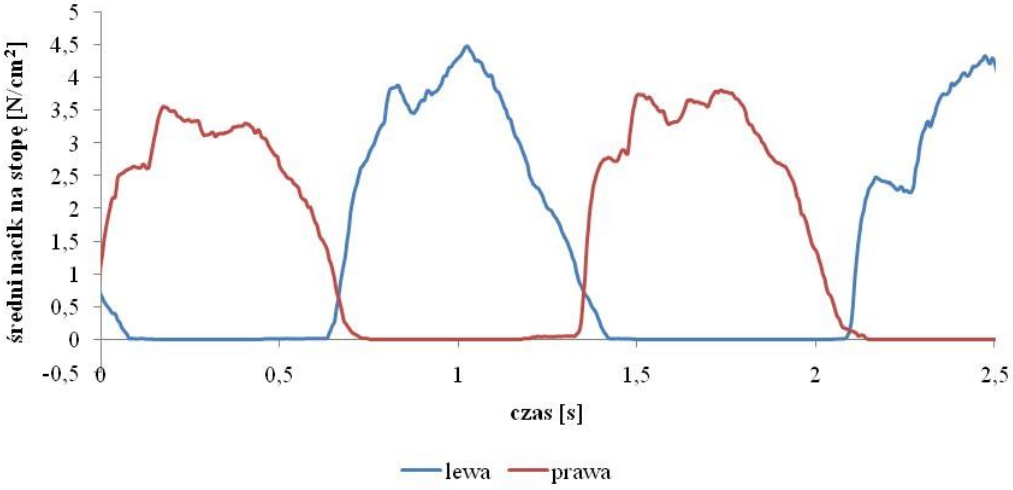
Rys. 7. Przemieszczenia środka masy względem osi poprzecznej



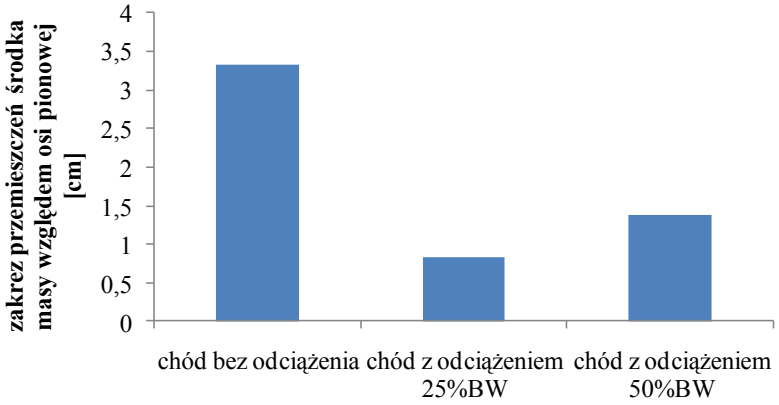
Rys. 8. Średni nacisk na stopy podczas chodu bez odciążenia



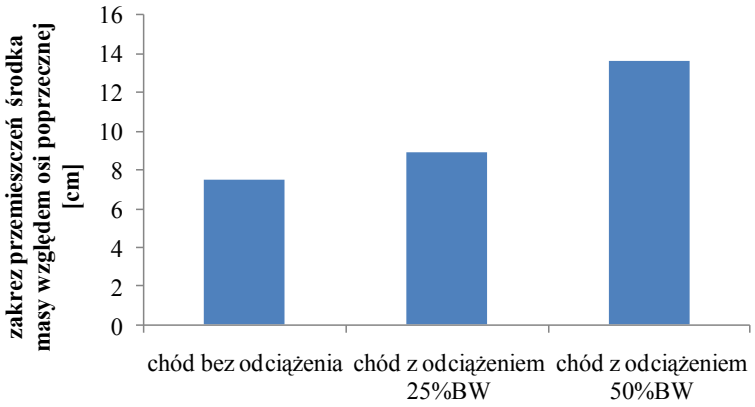
Rys. 9. Średni nacisk na stopy podczas chodu z 25% odciążeniem



Rys. 10. Średni nacisk na stopy podczas chodu z 50% odciążeniem



Rys. 11. Zakres przemieszczeń środka masy względem osi pionowej podczas chodu



Rys. 12. Zakres przemieszczeń środka masy względem osi poprzecznej podczas chodu

Analizując otrzymane wyniki pomiarów doświadczalnych można stwierdzić, że zastosowany układ odciążenia zaburza kinematykę chodu. Dla chodu w odciążeniu można zaobserwować znaczne spłaszczenie trajektorii środka masy na osi pionowej. W przypadku chodu bez odciążenia zakres zmian środka masy na kierunku pionowym wynosił około 3,5cm, dla chodu w odciążeniu zakres ten zmniejszył się do 0,8cm dla odciążenia odpowiadającego 25% masy badanej osoby oraz do 1,35cm dla odciążenia odpowiadającego 50% masy badanej osoby. Zmianie uległy również zakresy ruchu środka masy względem osi poprzecznej (ruchy boczne). Dla chodu bez odciążenia zakres ten wynosił 7,5cm, dla chodu w 25% odciążeniu zakres ten zwiększył się do 9cm, a dla chodu w 50% odciążeniu zakres ten zwiększył się dwukrotnie do 13,5cm. Zaobserwowane zmiany ruchu środka masy najprawdopodobniej wynikają z zastosowanego układu odciążenia, w którym odciążenie uzyskiwane było poprzez skrócenie długości linki, na której była podwieszona badana osoba.
Analizując przebiegi sił nacisku na stopy można stwierdzić, że zadane wartości odciążenia spowodowały zmniejszenie wartości nacisków na stopy w podobnych zakresach jak zadane wartości odciążeń. Warto zwrócić również uwagę na fakt, że wraz ze wzrostem odciążenia zwiększeniu uległ czas cyklu chodu. Ponieważ badania przeprowadzono dla stałej prędkości chodu wynoszącej 4km/h, świadczyło to będzie o zmniejszeniu częstotliwości stawiania kroków przy jednoczesnym wydłużeniu długości kroku.

4. PODSUMOWANIE

Bazując na przedstawionej w pracy koncepcji mechatronicznego urządzenia do reedukacji funkcji lokomocyjnych, przeprowadzono badania doświadczalne chodu w odciążeniu, na specjalnie do tego celu opracowanym stanowisku pomiarowym. Uzyskane wyniki pomiarów pozwoliły na sformułowanie wytycznych do projektowanego urządzenia. Biorąc pod uwagę dokonaną analizę wyników pomiarów doświadczalnych można stwierdzić, że układ odciążający oraz zastosowany układ sterowania urządzenia powinien:

- zapewniać możliwość chodu z dogodną dla pacjentów prędkością,
- zapewniać możliwość przemieszczeń środka masy względem osi pionowej w zakresie około 4cm, niezależnie od zadanej wartości odciążenia,
- zapobiegać nadmiernym przemieszczeniom środka masy względem osi poprzecznej.

Realizacja przedstawionych założeń wymagała będzie zastosowania napędu suwnicy z regulatorem silnika o zamkniętej pętli działania reagujących na informacje zwrotne z wieloosiowych czujników wychylenia pacjenta od pozycji pionowej oraz czujników sił.

Układ sterowania zaimplementowany w urządzeniu powinien zapobiegać upadkowi pacjenta poprzez przejęcie ciężaru pacjenta przez układ odciążający. Wymagało to będzie kontrolera czasu rzeczywistego w układzie sterowania silników napędowych. Odpowiednio dobrane reguły sterujące powinny zapewnić optymalną pracę układu ze względu na cel rehabilitacji, bezpieczeństwo i komfort pacjenta.

Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2011 – 2013 jako projekt badawczy rozwojowy NR03-0040-10.

LITERATURA

[1] Nowotny Janusz, Saulicz Edward, Gieremek Krzysztof: Podstawy fizjoterapii, Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego w Katowicach, 2000
[2] Hesse S., Werner C.: Connesting research to the needs of patients snd clinicians, Brain Research Bulletin, 2009, vol. 78, pp. 26-34
[3] Cooper R.A., Dicianno B.E., Brewer B., LoPresti E., Ding D., Simpson R., Grindle G., Wang H.: A perstective on intelligent devices and environments in medical rehabilitation, Medical Engineering & Physics, 2008, vol. 30, pp. 1387-1398
[4] Magagnin V., Porta A., Fusini L., Licari V., Bo I., Turiel M., Molteni F., Cerutti S., Caiani E.G.: Evaluation of the autonomic response in healthy sugjests during treadmill training with assistance of a robot-driven gait orthosis, Gait & Posture, 2009, vol. 29, pp. 504-508
[5] Hidler J.M., Wall A.E.: Alteration in muscle activation patterns during robotic-assisted walking, Clinical Biomechanics, 2005, vol. 20, pp. 184-193
[6] Veneman J.F., Menger J., van Asseldonk E.H.F., van der Helm F.C.T., van der Kooij H.: Fixating the pelvis in the horizontal plane affects gait characteristics, Gait and Posture, 2008, vol. 28, pp. 157-163
[7] Liebermann D.G., Buchman A.S., Franks I.M.: Enhancement of motor rehabilitation through the use or information technologies, Clinical Biomechanics, 2006, vol. 21, pp. 8-20

]

THE CONCEPTION OF A MECHATRONIC DEVICE FOR LOCOMOTOR TRAINING

Summary: The conception of a device for locomotors functions rehabilitation is presented in the paper. Design process was predicted by experimental research into gait in unloaded conditions carried out in a special measuring stand. Obtained results enabled elaboration of guidelines for designing device.

Józef DZIELICKI, Klinika Chirurgii Wad Rozwojowych Dzieci i Traumatologii, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach
Wojciech WOLAŃSKI, **Bożena GZIK-ZROSKA**, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice
Irena JANICKA, Klinika Chirurgii Klatki Piersiowej, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach
Anita KAJZER, **Wojciech KAJZER**, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Politechnika Śląska, Gliwice

POMIAR SZTYWNOŚCI KLATKI PIERSIOWEJ U DZIECI W WIEKU SZKOLNYM

Streszczenie. W artykule przedstawiono metodę oceny sztywności klatki piersiowej u dzieci w wieku szkolnym. Wykonane pomiary pozwoliły określić siłę nacisku przy ustalonym ugięciu klatki piersiowej oraz wyznaczyć na tej podstawie jej elastyczność. Badania sztywności klatki piersiowej przeprowadzono w poszczególnych grupach wiekowych dzieci w wieku szkolnym. Otrzymane wyniki pomiarów sztywności klatki piersiowej w poszczególnych grupach wiekowych, umożliwiają na optymalne dobranie parametrów geometrycznych płyt stabilizujących stosowanych do korekcji.

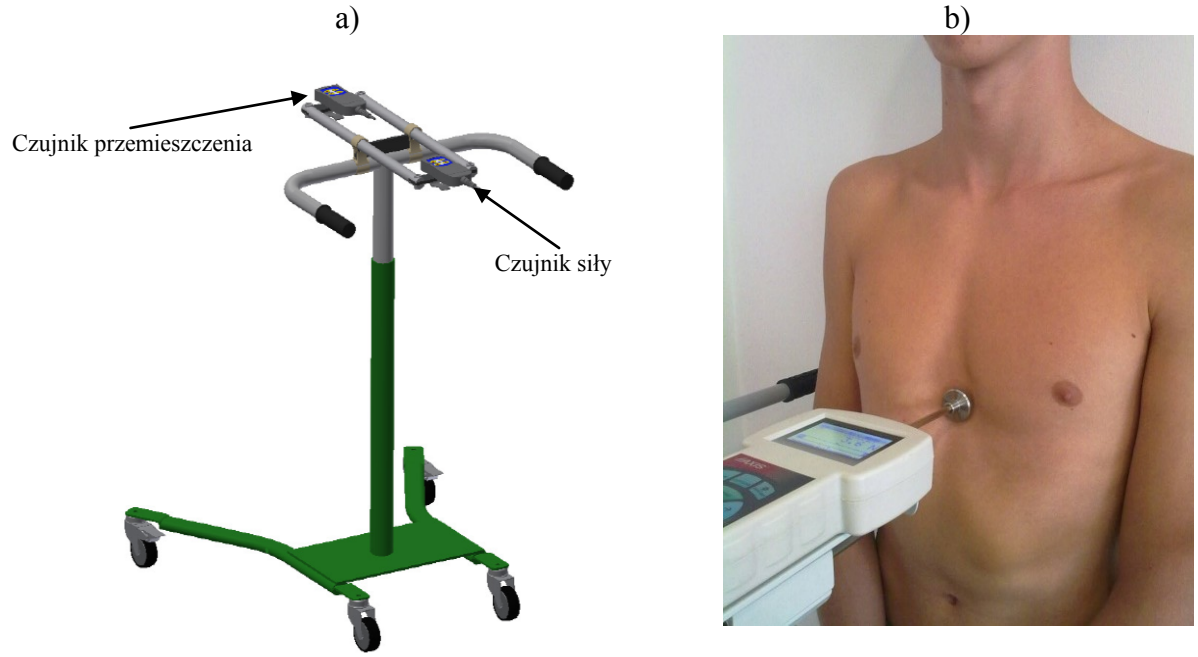
1. WSTĘP

Wśród występujących wad klatki piersiowej są deformacje zwane lejkowatą i kurzą klatką piersiową. U dzieci w wieku szkolnym interwencja ćwiczeniami korekcyjnymi może być jeszcze całkowicie skuteczna i pozwolić zapobiec dalszemu postępowaniu wady [1, 2]. Jednak w przypadku zmian utrwalonych całkowita likwidacja deformacji jest już niemożliwa i często wymaga złożonego postępowania rehabilitacyjnego, w tym zabiegu chirurgicznego. Należy przy tym wspomnieć, że wciąż są poszukiwane nowe metody leczenia operacyjnego zniekształceń przedniej ściany klatki piersiowej. Również prezentowane badania autorów niniejszej pracy służą unowocześnieniu obecnych sposobów leczenia deformacji klatki piersiowej. Otrzymane wyniki pomiarów sztywności klatki piersiowej w poszczególnych grupach wiekowych, umożliwiają na optymalne dobranie parametrów geometrycznych płyt stabilizujących stosowanych do korekcji [3]. Poza tym dane te mogą być użyte do weryfikacji numerycznych modeli klatki piersiowej, które mogą stanowić pożyteczne narzędzie umożliwiające analizę zjawisk i procesów zachodzących w układzie płyta stabilizująca – klatka piersiowa.

2. METODA POMIARU SZTYWNOŚCI KLATKI PIERSIOWEJ

W celu przeprowadzenia badań doświadczalnych dotyczących pomiaru sztywności klatki piersiowej pracownicy Katedry Mechaniki Stosowanej we współpracy z lekarzami Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach zaprojektowali urządzenie umożliwiające jednoczesny pomiar siły oraz ugięcia klatki piersiowej. Stanowisko składa się z regulowanej ramy umożliwiającej dostosowanie wysokości do wzrostu badanej osoby, miernika

przemieszczenia oraz siłomierza (rys.1a). Urządzenie charakteryzuje się prostotą obsługi oraz małą masą, co ułatwia jego transport w dowolnie wybrane miejsce. Ma to szczególne znaczenie, ze względu na wyjazdowe badania, które często przeprowadzane są w szkołach w miejscu zamieszkania dzieci.



Rys. 2. a) Urządzenie do pomiaru sztywności klatki piersiowej, b) pomiar sztywności klatki piersiowej

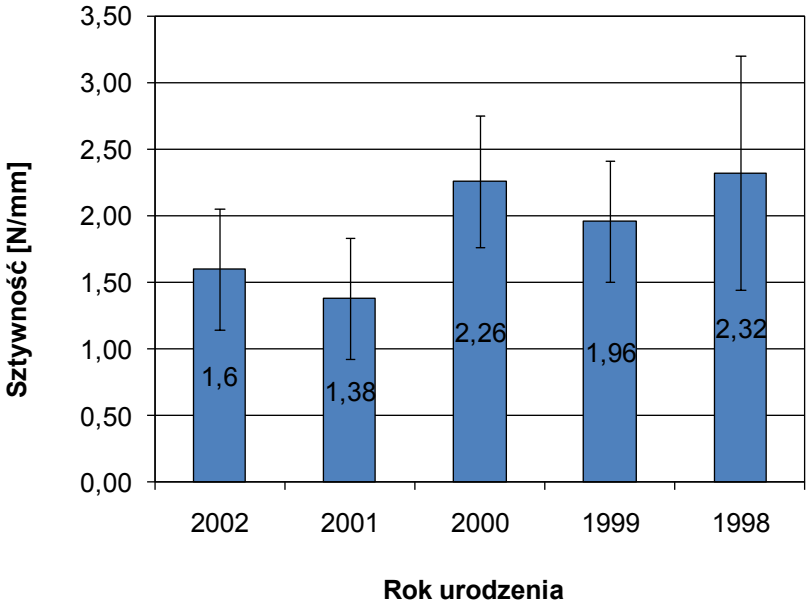
Badania sztywności klatki piersiowej przeprowadzono dla poszczególnych grup wiekowych dzieci w wieku 9 ÷ 13 lat. Przed przystąpieniem do pomiaru sztywności klatki piersiowej dzieci poddawane były ocenie postawy ciała, która miała na celu wyłonić z grupy badawczej dzieci z wadami postawy ciała m.in. skoliozy, lejkowatej czy kurzej klatki piersiowej, itp. Stan zdrowia dzieci oceniany był przez lekarzy biorący udział w badaniach. Pomiaru ugięcia klatki piersiowej dokonywano na mostku oraz po jego prawej i lewej stronie na wysokości 5 żebra (rys.1b). Badania przeprowadzono dla różnych faz oddychania: wdechu, wydechu oraz swobodnego oddychania. Dla zachowania bezpieczeństwa dzieci pomiar sztywności był wykonywany w kontroli ugięcia klatki piersiowej przy nieprzekraczającej wartości 1 cm. Wielkość ta została przyjęta za graniczną, gdyż przekroczenie jej powodowało u niektórych dzieci doznania bólowe. W badaniach określono zastępcze wskaźniki sztywności klatki piersiowej na ściskanie (ze względu na zróżnicowane właściwości struktur anatomicznych - różne moduły Younga i cechy geometryczne). Wartości tych wskaźników obliczano jako iloraz zadanej siły i przemieszczenia zmierzonego na dolnej części mostka na wysokości żebra R5 w kierunku działania siły.

$$K = \frac{F}{d} \qquad (1)$$

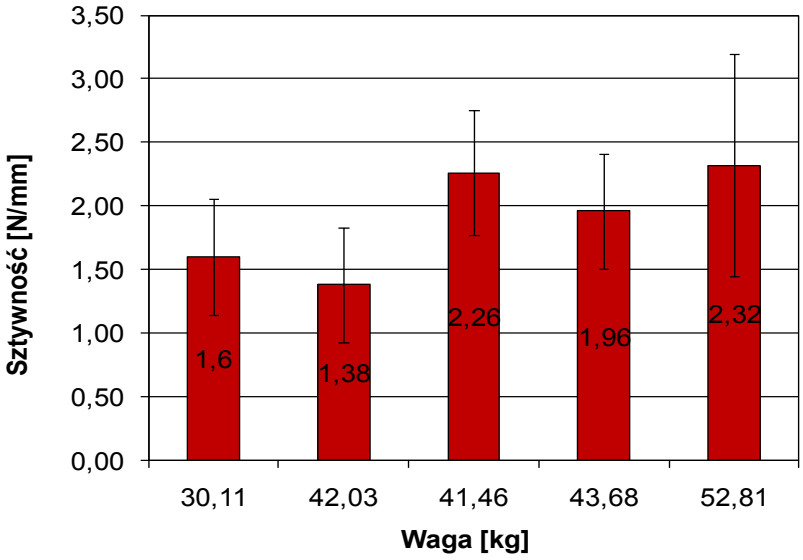
gdzie: K – sztywność klatki piersiowej [N/mm],
F – zmierzona siła nacisku [N],
d – zadane ugięcie klatki piersiowej [mm].

3. ANALIZA WYNIKÓW BADAŃ SZTYWNOŚCI KLATKI PIERSIOWEJ

Uzyskane wyniki badań doświadczalnych umożliwiły wyznaczenie sztywności klatki piersiowej u dzieci w wieku szkolnym. Wykres przedstawiony na rys.2 przedstawia wyznaczoną sztywność klatki piersiowej w poszczególnych grupach wiekowych dzieci. Badania potwierdziły naturalny proces sztywnienia klatki piersiowej wraz z wiekiem dorastania dzieci. Jednak uzyskiwana sztywność silnie zależy od masy badanych dzieci (rys.3.), szczególnie zauważalne jest to w grupach 10-cio i 12-latków. Pomimo starszego wieku i większej średniej masy ciała sztywność klatki piersiowej u tych dzieci jest mniejsza od 9-cio i 11-latków. Decydujący wpływ na ten fakt miała nadwaga dzieci i związany z tym nadmiar podskórnej tkanki tłuszczowej.



Rys. 3. Sztywność klatki piersiowej dla poszczególnych grup wiekowych dzieci w wieku szkolnym



Rys. 4. Sztywność klatki piersiowej dzieci w wieku szkolnym w odniesieniu do masy ciała

3. PODSUMOWANIE

W artykule przedstawiono metodę oceny sztywności klatki piersiowej u dzieci w wieku szkolnym. Wykonane pomiary pozwoliły określić siłę nacisku przy ustalonym ugięciu klatki piersiowej oraz wyznaczyć na tej podstawie jej elastyczność. Badania sztywności klatki piersiowej przeprowadzono w poszczególnych grupach wiekowych dzieci w wieku szkolnym. Otrzymane wyniki pomiarów sztywności klatki piersiowej w poszczególnych grupach wiekowych, umożliwiają na optymalne dobranie parametrów geometrycznych płyt stabilizujących stosowanych do korekcji. Poza tym dane te mogą być użyte do weryfikacji numerycznych modeli klatki piersiowej.

LITERATURA

[1] Wolański N. Antropologia inżynieryjna. KiW, Warszawa 1975.
[2] Wolański N. Metody kontroli i normy rozwoju dzieci i młodzieży. PZWL, Warszawa 1975.
[3] Gzik-Zroska B., Tejszerska D., Wolański W., Gzik M.: Biomechanical analysis of funnel chest after correction of deformation by stabilizing plate.

THE MEASUREMENT OF SCHOOL-AGE CHILDREN CHEST STIFFNESS

Abstract. The method of measurement of school-age children chest stiffness was presented in the article. The measurements are shown in this work were conducted for children 9-13 years old. From biomechanical point of view, the knowledge of chest stiffness value affecting the stabilizer is necessary to select optimal parameters of the plate used for correction of deformation of the chest by Nuss' method.

Magdalena GAŁĄZKA, Magdalena KROMKA-SZYDEK, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

MIESZKANIE OSOBY NIEPEŁNOSPRAWNEJ – PRZEGLĄD NOWOCZESNYCH ROZWIĄZAŃ

Streszczenie: W pracy przedstawiono problemy dostosowania mieszkania dla potrzeb osób niepełnosprawnych. Ukazane zostały nowoczesne sprzęty ułatwiające funkcjonowanie osoby na wózku we własnym mieszkaniu oraz innowacyjne rozwiązania, które wprowadza się na Polski rynek np. nowoczesne wzornictwo w sprzęcie łazienkowym i kuchennym dla niepełnosprawnych

1. WSTĘP

Mieszkanie osoby niepełnosprawnej ruchowo musi być dostosowane do jej potrzeb, aby możliwy był prawidłowy przebieg procesu rehabilitacji, który polega nie tylko na fizycznych aspektach, ale dotyczy również społecznych problemów. Osoby niepełnosprawne oprócz zabiegów leczniczych potrzebują pomocy w usunięciu obiektywnych przeszkód w ich otoczeniu utrudniających adaptację do niepełnosprawności i pełną rehabilitację. Pomoc tego rodzaju zostaje udzielona w procesie poradnictwa rehabilitacyjnego i polega na rozwiązywaniu wszystkich problemów wynikających z niepełnosprawności oraz braku informacji i umiejętności osoby niepełnosprawnej. Poradnictwo rehabilitacyjne obejmuje informowanie i pomoc w realizacji niezbędnych świadczeń, rehabilitacji, zaopatrzenia w sprzęt ortopedyczny i techniczny ułatwiający czynności życia codziennego oraz przystosowanie mieszkania do możliwości ruchowych.
Dostosowanie domu do potrzeb osób niepełnosprawnych jest podstawą do normalnego ich funkcjonowania. Określenie potrzeb takich ludzi, między innymi wymiarów koniecznych do samodzielnego egzystowania i zasięgu ruchów osoby na wózku inwalidzkim, jest bardzo ważne przy projektowaniu mieszkań. Bardzo często istnieje konieczność zamawiania mebli indywidualnie, tak aby były one dopasowane do wymiarów mieszkania i równocześnie były funkcjonalne dla osoby niepełnosprawnej. W Polsce zaczęły powstawać pierwsze bloki i osiedla w całości dostosowane do potrzeb niepełnosprawnych i tworzone z myślą o nich.

2. PODSTAWOWE WYTYCZNE W PROJEKTOWANIU MIESZKANIA

W dostosowaniu mieszkania do potrzeb osób niepełnosprawnych podstawowym i bardzo ważnym czynnikiem są uśrednione wymiary i zasięgi osoby na wózku. Oczywiście dane takie różnią się w zależności od sprawności, sprzętu i ogólnych wymiarów osoby.
Najważniejszym parametrem jest szerokość wózka dobranego do osoby go użytkującej (minimum 90 cm). Zasięg ramion w poziomie to średnio 140-160 cm, natomiast w pionie około 150-180 cm w górę i 30-40 cm w dół od poziomu podłoża. Istotny jest również zasięg w przód wynoszący 60-80 cm. Dane te są podstawą do określenia wytycznych dotyczących np. wysokości przycisków funkcyjnych, klamek oraz półek i blatów.

Określa się odpowiednio średnie parametry umeblowania oraz wolnych powierzchni do swobodnego poruszania się osoby z problemami ruchu. Podstawowym parametrem jest koło o średnicy 150 cm oraz wysokość około 110 cm od powierzchni podłoża. Według tych wytycznych projektuje się mieszkania dla osób na wózku.
Istotnym problemem są wielkości polskich mieszkań i ich rozwiązania architektoniczne. W starszym budownictwie z lat 60-80. pokoje są bardzo małe, a korytarze wąskie i praktycznie nieprzejezdne dla osoby na wózku. W chwili obecnej wprowadza się nowsze rozwiązania, możliwe do zastosowania w prywatnych mieszkaniach, które dostępne były tylko w szpitalach lub ośrodkach opieki zdrowotnej.

2.1. Pomieszczenia sanitarne

Łazienka jest pomieszczeniem, w którym funkcjonowanie stanowi duży problem dla osób niepełnosprawnych. Jednak dzięki ciągłemu rozwojowi techniki możliwe są coraz to wygodniejsze i bardziej praktyczne rozwiązania.
W obecnych czasach widoczna jest większa dbałość wytwórców o estetykę akcesoriów pomocniczych. Obecnie klasycznym rozwiązaniem są poręcze i podpórki, zamocowane po obu stronach miski ustępowej, podwieszane umywalki umożliwiające podjazd wózka oraz lustra o kątowej regulacji nachylenia.
Dla osób na wózku najkorzystniejsza jest kabina prysznicowa z antypoślizgowym dnem. Jednakże obecnie produkowane są także wanny z otwieranymi drzwiczkami, o mniejszych wymiarach, umożliwiających ich zastosowanie w mieszkaniach. Korzystanie z wanny lub prysznica umożliwia krzesełko zamocowane w strefie kąpielowej. Obecnie istnieje możliwość doboru poręczy i siedziska prysznicowego pod kolor kafelek oraz ogólny wystrój łazienki.



Rys.1. Otwieralna wanna



Rys.2. Nowoczesne wzornictwo w sprzętach łazienkowych dla niepełnosprawnych

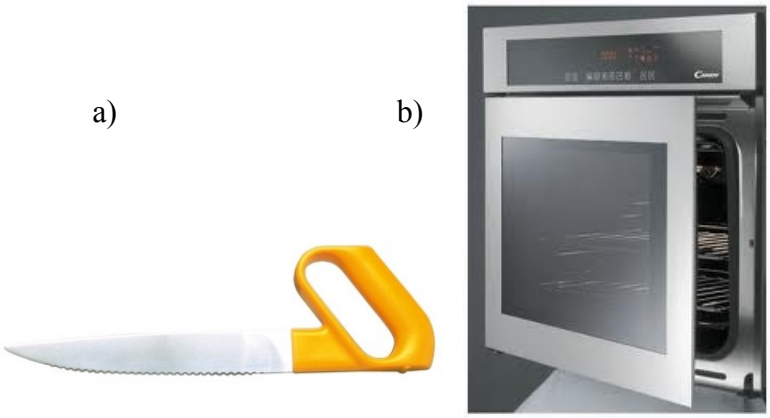
2.2. Pomieszczenia kuchenne

Pomieszczenie kuchenne wymaga odpowiednich i konkretnych sprzętów, a niewielkie często metraże uniemożliwiają osobie niepełnosprawnej swobodne poruszanie i wykonywanie codziennych czynności. Dlatego też najlepiej sprawdzają się indywidualne projekty kuchni i mebli kuchennych. Jest to konieczne ze względu na dostosowanie funkcjonalności m.in. dojazdu wózkiem do blatów, możliwość sięgania do większości szafek oraz zachowanie ergonomii pracy, a przy tym komfortu osoby na wózku.
Projektując ciąg kuchenny, należy zwrócić uwagę aby jego linia nie miała załamań i występów utrudniających osobie na wózku przesuwanie naczyń i przygotowywanie posiłków.

Nowoczesne urządzenia AGD posiadają rozwiązania, które ułatwiają swobodne korzystanie osobom niepełnosprawnym np. drzwiczki piekarnika otwierają się na bok, prowadnice powodujące automatyczne wyjeżdżanie blachy z piekarnika.

Innym korzystnym rozwiązaniem są szafki na kółkach, dodatkowe półki i blaty wysuwane spod blatu roboczego lub płyty elektrycznej. Należy jednak pamiętać, że dolna krawędź szafek stojących musi być cofnięta o 15 cm, co umożliwi podjazd wózkiem.

a) b)



Rys. 3. Akcesoria kuchenne: a) specjalny nóż kuchenny, b) piekarnik otwierany na bok



Rys. 4. Projekt kuchni specjalnie dostosowanej do potrzeb osoby na wózku

2.3 Sypialnia i pokój dzienny

Odpowiednie ustawienie mebli w sypialni jest istotne ze względu na możliwość dojechania wózkiem do łóżka, nie tylko w celu przemieszczenia się do pozycji leżącej, ale również aby można było np. swobodnie zmienić pościel. W pobliżu łóżka powinna znajdować się szafka na niezbędne przedmioty. Lampka przy łóżku nie powinna mieć szklanych elementów, korzystniej jest również gdy jest ona przywieszona nad łóżkiem lub dobrze przymocowana do blatu.

Ponieważ osoby niepełnosprawne bardzo często pracują w domach, istotne jest również przygotowanie miejsca do pracy. Wskazane jest aby wszystkie przedmioty, których używa niepełnosprawny były w zasięgu jego ramion. Korzystne jest zastosowanie dużej ilości szuflad umiejscowionych np. we wnęce.

Nowoczesnymi rozwiązaniami, umożliwiającymi poruszanie się po całym mieszkaniu bez konieczności stosowania wózka inwalidzkiego, są przenośniki sufitowe i jeżdżące. W takich podnośnikach osoba niepełnosprawna jest bardziej mobilna w domu. Jednak to rozwiązanie nie gwarantuje pełnej możliwości ruchów i zmniejsza zasięg kończyn górnych.

3. AKCESORIA

Przystosowanie pomieszczeń mieszkalnych tak aby stały się przyjazne i bezpieczne dla osób niepełnosprawnych nie jest trudne. Na rynku dostępne są meble i dodatki zaprojektowane z myślą o ułatwieniu osobom mniej sprawnym ruchowo wykonywanie codziennych czynności.

Należy jednak zwrócić uwagę, aby spełniały one podstawowe wymagania. Przede wszystkim nie powinny mieć ostrych krawędzi ani kantów, o które można zaczepić ubraniem lub się skaleczyć, np. wanny, blaty czy narożniki obudowane płytami powinny mieć zaokrąglone krawędzie. Konieczne jest aby wykazywały się zwiększoną odpornością na zniszczenie lub pęknięcie.

Pod względem konstrukcyjnym i materiałowym elementy takie jak np. blaty lub półki powinny wytrzymywać gwałtowny nacisk całej masy ciała człowieka, który się potknie lub zasłabnie. Wiąże się to również z solidnym zamocowaniem np. półek lub poręczy.

Specjalnie dla osób niepełnosprawnych stworzone zostały przedmioty takie jak: odpowiednio ukształtowane noże kuchenne umożliwiające bezpieczne korzystanie, różnego rodzaju chwytaki, specjalnie ukształtowane przybory toaletowe.

Równocześnie jednak, chcąc ułatwić osobie niepełnosprawnej samodzielną pielęgnację i funkcjonowanie w mieszkaniu, nie należy przesadzać z ilością sprzętów, aby nie ograniczać wolnej powierzchni manewrowej potrzebnej do poruszania się na wózku inwalidzkim.

Ważnym elementem mieszkania jest również zabezpieczenie ścian, które są narażone na uszkodzenia mechaniczne spowodowane uderzeniami wózka. Do wysokości 1,2 m powinny one być pokryte tapeta winylową, panelami lub listwami odbojnikowymi. Istotne znaczenie ma również dobór materiału na podłogi, ze względu na zwiększoną wytrzymałość, estetyczny wygląd i wygodę użytkowania (np. wykładziny dywanowe nie powinny mieć dłuższego włosia niż 15 mm).

LITERATURA

[1]. Nowak E., Budny J., Kowalski K.: Mieszkanie dostępne dla osób z dysfunkcją ruchu. Biblioteczka osób niepełnosprawnych. Wydawca INTEGRACJA, Warszawa.
[2]. Budny J.: Dostosowanie budynków użyteczności publicznej – teoria i narzędzia. Biblioteczka osób niepełnosprawnych. Wydawca INTEGRACJA, Warszawa.
[3]. Budny J.: Jak dostosować budynek. Biblioteczka osób niepełnosprawnych. Wydawca INTEGRACJA, Warszawa.
[4]. http://www.dlaciebie.pl

DISABLED ACCOMMODATION - REVIEW OF MODERN SOLUTION

Abstract: Problems of housing adaptations for disabled people. Main dimensions and performance with a disability needed to arrange housing. Modern equipment to facilitate the functioning of a person in a wheelchair in his own apartment. Innovative solutions that are incorporated into the Polish market for example, modern design in hardware for kitchens and bathrooms for the disabled.

Maciej HAJDUGA Akademia Techniczno Humanistyczna w Bielsku-Białej Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej w Ustroniu
Tadeusz ZDZIECH Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej w Ustroniu

WPŁYW ŚRODOWISKA JAMY USTNEJ NA UZUPEŁNIENIE PROTETYCZNE METALOWO – CERAMICZNE

Streszczenie Celem pracy jest zbadanie wpływu długotrwałego oddziaływania środowiska jamy ustnej na charakter połączenia struktury mostu metalowo-ceramicznego. W pracy przedstawiono charakter połączenia materiałów jak i wyniki składu chemicznego pierwiastków na granicy ich połączenia. Zakres pracy obejmuje badania strukturalne, metalograficzne oraz mikroanalizę rentgenowską (JCXA 733 firmy Jeol).

1. WSTĘP

Jama ustna jest początkowym odcinkiem przewodu pokarmowego składający się z przedsionka jamy ustnej i jamy ustnej właściwej. W niej następuje wstępna, mechaniczna obróbka pokarmu i przygotowanie go do dalszego trawienia. Pokarm w jamie ustnej zostaje rozdrabniany, miażdżony i mieszany ze śliną. Gruczoły ślinowe ułatwiają przechodzenie pokarmu przez gardziel i zapoczątkowują trawienie. Funkcję tę spełniają za pomocą dwóch rodzajów śliny wydzielanej przez trzy pary gruczołów. Pierwszy typ wydzieliny ma charakter wodnisty i służy do zwilżania i rozpuszczania suchego pokarmu. Pozostałe typy zawierają śluzowaty mukoproteid umożliwiający cząsteczkom pokarmu zlepianie się w kęs, jego zwilżanie i smarowanie nabłonka przełyku, w celu łatwiejszego przełknięcia pokarmu [1,2]. Ślina zabezpiecza również nabłonek przed wyschnięciem, oczyszcza ją i ułatwia mowę przez zwilżanie języka. Trzy pary ślinianek wytwarzają około 1,5 litra śliny dziennie. Ślinianka przyuszna umieszczona jest w policzku tuż przed uchem i wydziela tylko ślinę wodnistą, ślinianka podszczękowa znajdująca się w przednim kącie żuchwy produkuje mieszaninę śliny wodnistej i śluzowatej, podobnie jak ślinianka podjęzykowa występująca na dnie jamy ustnej pod językiem. Każdy z tych gruczołów waży około 30 gramów i jest połączony z jamą ustną za pomocą przewodów. Ślina jest jednym z soków trawiennych zawierających glikozydazę rozszczepiającą – α hydrolizującą skrobię do maltozy, oraz maltozę do glukozy. Ślina ma odczyn lekko kwaśny, o pH 6,5 - 6,8, dlatego w tym środowisku najlepiej działa amylaza [3,4]. Środowisko jamy ustnej jak i siły okluzyjne wpływają negatywnie na strukturę i wytrzymałość uzupełnień protetycznych, których właściwości fizyczno – chemiczne zmieniają się proporcjonalnie do czasu użytkowania [5].

2. METODYKA BADAŃ

Badania metalograficzne wykonano na elemencie mostu metalowo-ceramicznego, użytkowanego przez pacjenta przez ponad 20 lat. Uzupełnienie protetyczne zostało

wymienione na nowe, ze względu na zaniki przyzębia - obnażanie się korzeni *zębów* filarowych.

3. MATERIAŁY PRZEZNACZONE DO BADAŃ

3.1. Materiał ceramiczny

Badaniu został poddany materiał ceramicznym o nazwie VMK 68 napalony na konstrukcję metalową ponad 20 lat temu. Porcelana ta została wprowadzona na rynek w 1963 rok przez firmę VITA Zahnfabrik. Most metalowo ceramiczny przedstawia rysunek 1, a odciętą koronę przeznaczoną do analizy metalograficznej pokazano na rysunku 2.



Rys.1. Most metalowo-ceramiczny



Rys. 2. Korona przeznaczona do badań

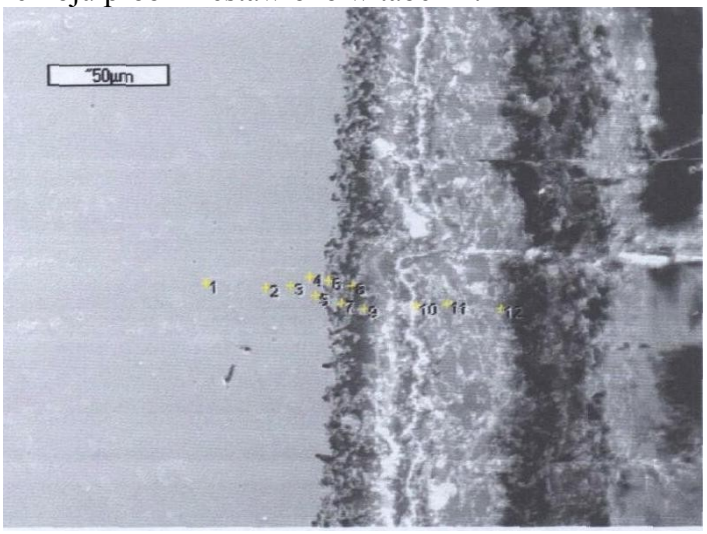
3. 2. Materiał metaliczny

Materiałem metalicznym jest stop nieszlachetny chromowo-niklowy, o nieznanej nazwie ani wytwórcy.

4. WYNIKI BADAŃ METALOGRAFICZNYCH

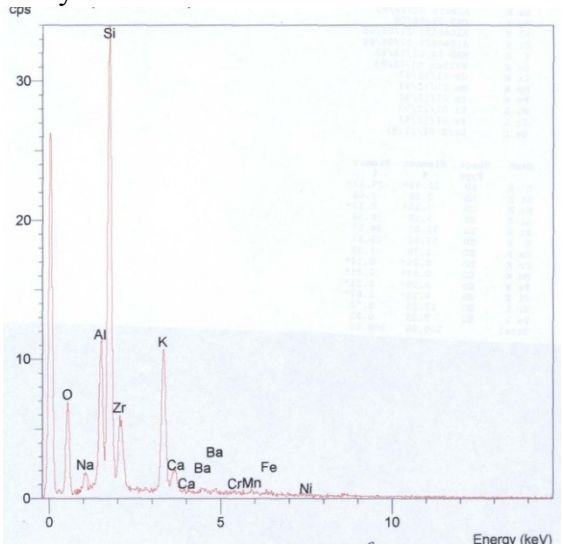
Rozkład powierzchniowy poszczególnych pierwiastków występujących w warstwie metal - ceramika próbki przedstawiono na rysunku 3 i 8 – strona licowa zęba. Analizowane punkty

znajdują się w części ceramicznej próbki rys. 2. Zaobserwowano mikrorozszczelnienia i niejednorodne cienie w warstwach ceramiki. Procentową zawartość analizowanych pierwiastków dla przekroju próbki zestawiono w tabeli 1.

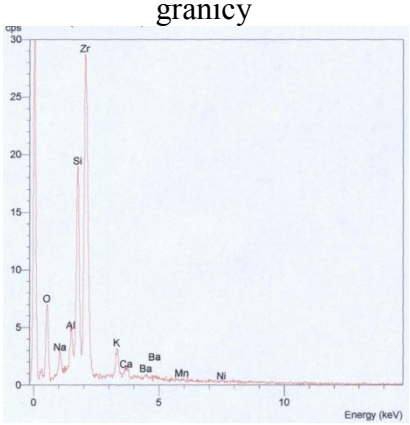


Rys. 3. Struktura na granicy metal-ceramika, strona licowa zęba. Pow. 400x.

Załączone widma energodyspersyjnego (EDS) z analizowanych miejsc dla punktów 7, 9, 10, 11 korony, zamieszczono na rysunku 4 – 7.



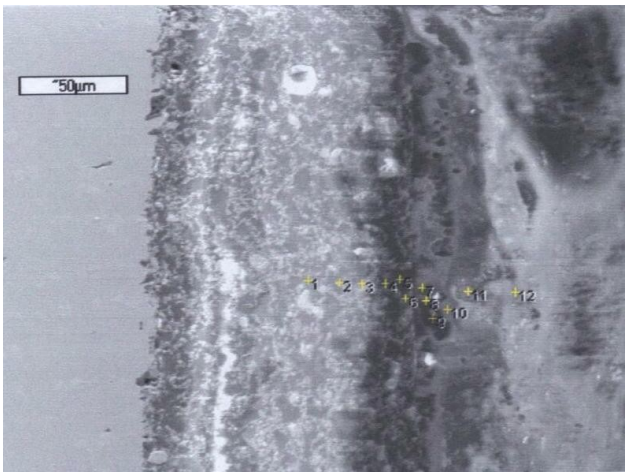
Rys. 4. Widmo EDS, punktu 7 5 µm od granicy



Rys.5. Widmo EDS, punkt 9 20 µm od granicy

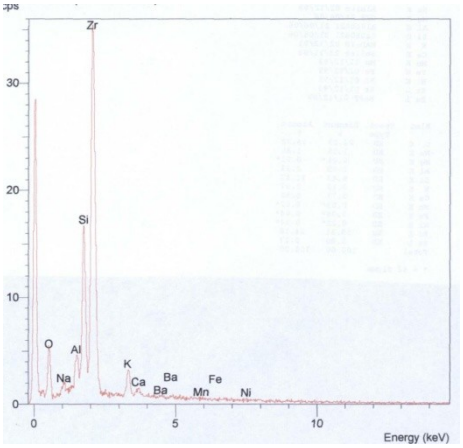
Tabela 1. Procentowa zawartość analizowanych pierwiastków dla mostu metal-ceramika.

Analizowany pierwiastek	Miejsca analizy			
	7	9	10	11
	Zawartość wg [%]			
O	60,76	60,43	60,07	60,08
Na	1,26	3,47	3,55	7,75
Al	6,14	2,38	6,67	3,68
Si	19,67	11,96	19,96	16,58
Ba	0,28	0,28	0,11	0,21
Ca	0,71	0,92	0,51	1,19
K	7,14	2,47	6,91	3,26
Zr	3,03	17,72	2,07	7,25
Cr	0,08	0,00	0,00	0,00
Ni	0,03	0,20	0,15	0,00
Zn	0,34	0,00	0,00	0,00

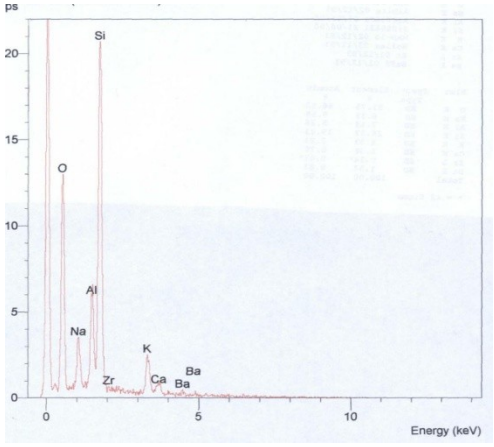


Rys. 8. Struktura materiału ceramicznego,
strona licowa zęba. Pow. 400x.

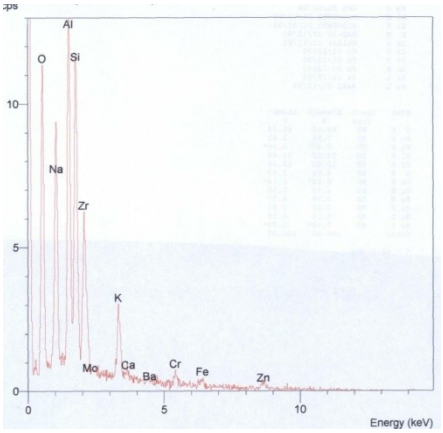
Załączone widma energodyspersyjnego (EDS) z zaznaczonych punktów 3, 11, 14 od strony policzkowej korony, zamieszczono na rys. 9 – 12. Natomiast od strony podniebiennej na rysunku 12.



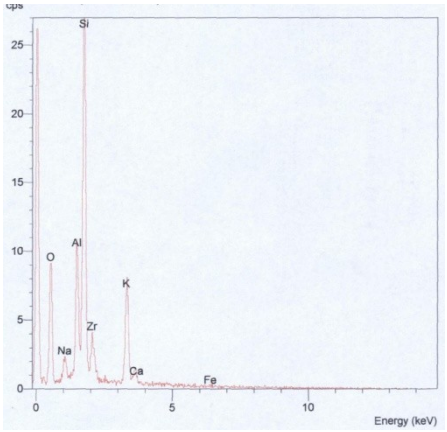
Rys.9. Widmo EDS, punkt 5, 5 µm od granicy pomiędzy warstwami



Rys. 10. Widmo EDS, punkt 8 10 µm od granicy metalu



Rys. 11. Widmo EDS punktu 11 30 µm w drugiej warstwie



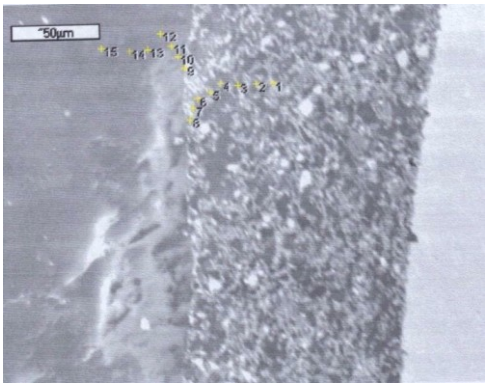
Rys. 12. Widmo EDS punktu 12 50 µm w drugiej warstwie

Procentową zawartość analizowanych pierwiastków dla przekroju próbki materiału ceramicznego przedstawiono w tabeli 2.

Tabela 2. Procentowa zawartość analizowanych pierwiastków dla materiału ceramicznego.

Analizowany pierwiastek	Miejsca analizy			
	5	7	11	12
	Zawartość wg [%]			
O	60,69	61,61	6,10	60,18
Na	6,38	3,77	4,46	2,65
Al	6,30	5,99	13,04	7,26
Si	22,75	16,34	11,94	20,36
Ba	0,28	0,04	0,11	0,10
Ca	0,85	0,28	0,00	0,33
K	2,72	4,14	2,82	6,54
Zr	0,04	7,84	4,84	2,34
Cr	0,00	0,00	0,67	0,00
Fe	0,00	0,00	0,42	0,12
Zn	0,00	0,00	1,03	0,00
Mg	0,00	0,00	0,57	0,11

Rysunek 13 przedstawia rozkład powierzchniowy poszczególnych pierwiastków występujących w warstwie ceramiki - strona styczna w miejscu odcięcia korony zęba.



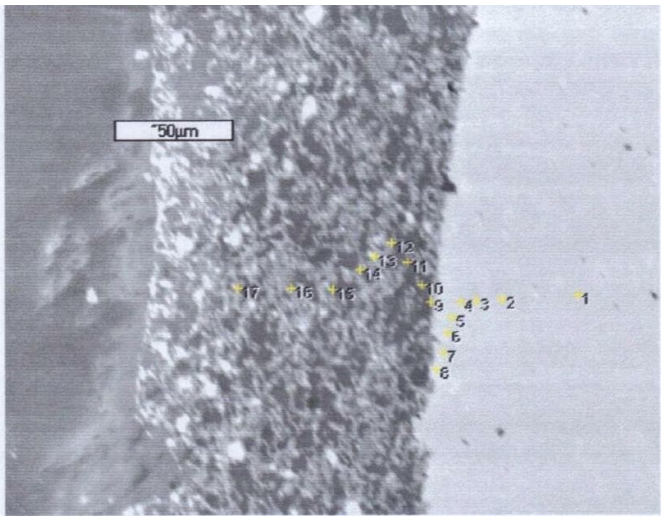
Rys. 13. Struktura na granicy faz metal-ceramika. Elektrony wtórne pow. 400x.

Procentową zawartość analizowanych pierwiastków dla przekroju próbki materiału ceramicznego przedstawiono w tabeli 3

Tabela 3. Procentowa zawartość analizowanych pierwiastków próbki.

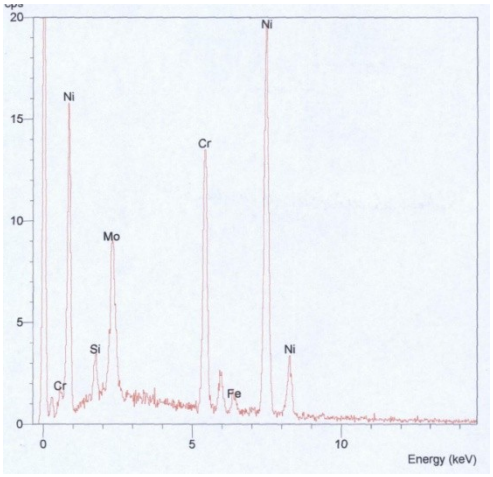
Analizowany pierwiastek	Miejsca analizy			
	1	3	7	15
	Zawartość wg [%]			
O	60,94	59,94	61,79	65,04
Na	4,16	5,53	4,67	7,26
Al	4,87	13,14	20,37	4,90
Si	18,75	8,84	20,37	19,15
Ba	0,23	0,06	0,17	0,27
Ca	1,19	0,56	0,46	0,00
K	4,74	1,64	2,48	2,31
Zr	5,10	6,42	3,52	0,00
Cr	0,00	0,88	0,00	0,00
Fe	0,07	0,84	0,00	0,00
Zn	5,17	1,17	0,00	0,00
Mg	0,06	0,00	0,00	0,39

Rysunek 14 przedstawia rozkład powierzchniowy poszczególnych pierwiastków występujących w warstwie ceramiki

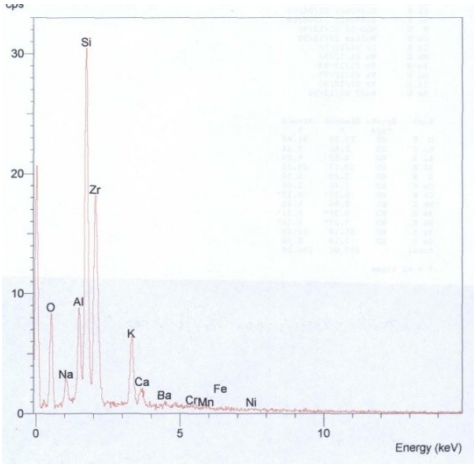


Rys. 14. Struktura na granicy faz metal-ceramika.
Elektrony wtórne, pow. 400x

Załączone widma EDS metalu na granicy stopu metalu a ceramiką wykonano w punktach 7, 11 (rysunek 15 i 16).



Rys. 15. Widmo EDS dla punktu 7 - metal, 2 nm od granicy faz



Rys. 16. Widmo EDS z punktu 11 - ceramika, 30 nm od granicy faz

Procentową zawartość analizowanych pierwiastków dla przekroju na granicy faz metal-ceramika zamieszczono w tabeli 4.

Tabela 4. Procentowa zawartość analizowanych pierwiastków próbki.

Analizowany pierwiastek	Miejsca analizy	
	7- metal	11 - ceramika
	Zawartość wg [%]	
O	0,00	61,93
Na	0,00	2,87
Al	0,00	4,04
Si	3,57	16,25
Ba	0,00	0,20
Ca	0,00	0,81
K	0,00	4,27
Zr	0,00	9,02
Cr	24,04	0,09
Fe	1,92	0,16
Mo	8,11	0,00
Ni	62,37	0,11

5. WNIOSKI

Na podstawie analizy wyników badań można sformułować, co następuje:

1. Mikroanaliza rentgenowska połączenia metal-ceramika wykazała stopniową zmianę stężeń pierwiastków.
2. Granica pomiędzy warstwą metaliczną a ceramiką jest ostra i świadczy o bardzo dobrej zwilżalności podłoża.
3. Mikrorozwarstwienia w warstwie ceramiki mogą świadczyć o dużych siłach okluzyjnych, przenoszonych przez wiele lat poprzez filary zębów na kość wyrostków zębodołowych.
4. Niejednorodne cienie w strukturze ceramiki wskazują na dyfuzyjne oddziaływania śliny i diety na ponad 20 letnią eksploatację uzupełnienia protetycznego w jamie ustnej.

LITERATURA

[1]. J. Balcerzak, A. Bruzgielewicz, R. M. Balicki.: Chirurgia szczękowo-twarzowa Wydawnictwo PZWL 2009.
[2]. Majewski S.: Protetyka stałych uzupełnień zębowych, SZ - W, Kraków 1998.
[3]. Cebula Dorota, Jerzy Wideoman:. Badania Metalurgiczne. Preparatyka i metody obserwacji, Warszawa 1999.
[4]. Włosiński W.: Połączenia ceramiczno – metalowe, PWN Warszawa 1984.
[5]. Robert G. Craig.: Materiały Stomatologiczne, Urban & Partner 2006.

THE INFLUENCE OF THE ORAL CAVITY ENVIRONMENT OF THE METALLIC – CERAMIC PROSTHETIC ATTACHMENT

Summary. The aim of the work is to analyze the effect of the long-lasting influence of the oral cavity environment on the character of the structural connection of the metallic-ceramic bridge. The character of the connection between the materials as well as the records of the chemical structure of the elements on the border line have been presented. The research includes the metallographic structural analysis performed by means of the electron microprobe analyzer (JCXA 733 Jeol).

Damian JAROSZ, Koła Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Bożena GZIK-ZROSKA, Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice
Marek GZIK, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice
Wojciech WOLAŃSKI, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice
Józef DZIELICKI, Klinika Chirurgii Wad Rozwojowych Dzieci i Traumatologii, Śląski Uniwersytet Medyczny, Katowice

ANALIZA NUMERYCZNA WPŁYWU OBCIĄŻENIA NA DEFORMACJĘ KLATKI PIERSIOWEJ

Streszczenie. Resuscytacja jest zbiorem metod mających na celu zahamowanie i odwrócenie procesu umierania. Przywrócenie krążenia krwi odbywa się poprzez zewnętrzny masaż serca. Polega on na rytmicznym uciskaniu ściany klatki piersiowej. Źle zlokalizowana, lub zbyt duża siła nacisku może spowodować złamanie żeber, co w konsekwencji prowadzić może do uszkodzenia narządów wewnętrznych. W pracy podjęto próbę analizy stanu naprężeń klatki piersiowej, podczas masażu serca, dla pacjenta z lejkowatą klatką piersiową.

1. WSTĘP

Deformacje klatki piersiowej mogą wpływać na funkcjonowanie najważniejszych organów człowieka. Jedną z takich deformacji jest lejkowata klatka piersiowa. Wada ta objawia się zapadnięciem mostka w kierunku kręgosłupa. Leczy się ją operacyjnie, najczęściej małoinwazyjną metodą Nussa z zastosowaniem metalowego stabilizatora oraz metodą Ravitcha.

Tego rodzaju zniekształcenie ma duże znaczenie w przypadku reanimacji. Podstawową czynnością przywracającą krążenie jest masaż serca którego istotą jest rytmiczne uciskanie klatki piersiowej między mostkiem a kręgosłupem z jednoczesnym prowadzenie wentylacji płuc w przypadku zatrzymania oddechu.

Najczęstszymi powikłaniami pośredniego masażu serca są urazy żeber, wyłamania mostka, odma opłucna, obrażenia narządów wewnętrznych.

2. LEJKOWATA KLATKA PIERSIOWA

2.1. Morfologiczny obraz zniekształcenia

Klatka piersiowa lejkowata jest najczęściej występującą wadą przedniej ściany klatki piersiowej (około 90 % zniekształceń), częściej występującą u płci męskiej i dotykającą 0,4% dzieci. Zniekształcenie polega na łukowatym przemieszczeniu mostka oraz przylegającymi wraz z nim częściami żeber w kierunku kręgosłupa. Deformacja może być łagodniejsza, gdy zaczyna się na poziomie odejścia II i III pary żeber albo głębsza, gdy rozpoczyna się od III-IV pary żeber.



Rys.1 Lejkowata klatka piersiowa (pectus excavatum) [8]

Wada może być symetryczna gdy w linii środkowej ciała przypada szczyt zapadnięcia mostka, jak i również asymetryczna gdy następuję odchylenie w jedną ze stron.

Lejkowata klatka piersiowa powoduje zmiany w postawie ciała obejmujące boczne skrzywienie kręgosłupa w odcinku piersiowym, wystające łopatki, wysuniecie do przodu głowy, barków i nadbrzusza [4,6].

2.2. Objawy i wskazania do leczenia

W przypadku dobrego rozwinięcia klatki piersiowej w kierunku strzałkowym, głębokość i szerokość wgłębienia jest mało istotna, natomiast jeśli klatka jest spłaszczona, to każde zagłębienie powoduje zaburzenia procesu odychania.

Wskazaniem do leczenia operacyjnego jest głównie defekt estetyczny, jednak w przypadku bardziej zaawansowanych postaci mogą występować zaburzenia oddechowo-krążeniowe.

Według Gaenstera wyróżnić możemy cztery typy objawów klinicznych:

- typ kosmetyczny oraz ortopedyczny, brak zaburzeń układów, wskazanie do leczenia tylko ze względu na czynnik psychologiczny,
- typ sercowy, upośledzenie czynności serca w wyniku ograniczenia rozkurczu serca i ucisku przedsionków przez zagłębienie mostka oraz skręcenie i zagięcie dużych naczyń,
- typ oddechowy, niewielkie obniżenie pojemności życiowej płuc [5].

2.3. Diagnostyka

Najczęściej stosownymi badaniami diagnostycznymi przy lejkowatej klatce piersiowej są badania radiologiczne, spirometryczne oraz elektrokardiograficzne.

Wskaźnik autorstwa Kopera i Króla jest jednym z najbardziej znanych, dzieli on chorych na trzy grupy (tab.1). Określa on iloraz największego wymiaru pomiędzy kręgosłupem a mostkiem powyżej zgłębienia i odległości przedniej powierzchni kręgosłupa od tylniej powierzchni najbardziej uwypuklonego punktu mostka. Iloraz ten w przypadku normalnej klatki wynosi poniżej jedności, natomiast przy lejkowatej klatce piersiowej powyżej jedności. Wada jest tym cięższa im wyższy jest wskaźnik [5].

Tab1. Wartości wskaźników Kopery i Króla[5]

Stopień	Wartość ilorazu
I	1-1,1
II	1.1-1,3
III	>1,3

3. METODY KOREKCJI LEJKOWATEJ KLATKI PIERSIOWEJ

Jedyną skuteczną metodą leczenia lejkowatej klatki piersiowej jest zabieg operacyjny. Istnieje wiele metod korekcji, poniżej przedstawione zostaną dwie najczęściej stosowane.

3.1. Metoda Ravitcha

Operacja polegająca na przecięciu tylnej blaszki mostka, skróceniu chrząstek żebrowych i wyłamaniu mostka do przodu. Stabilizacja mostka odbywa się poprzez przyszycie mięśni piersiowych większych do krawędzi mostka. Metodą tą nie zawsze uzyskuje się zadawalający efekt kosmetyczny, dodatkowo pozostawia widoczną bliznę, istnieje również ryzyko nawrotu wady [1,7].

3.2. Metoda Nussa

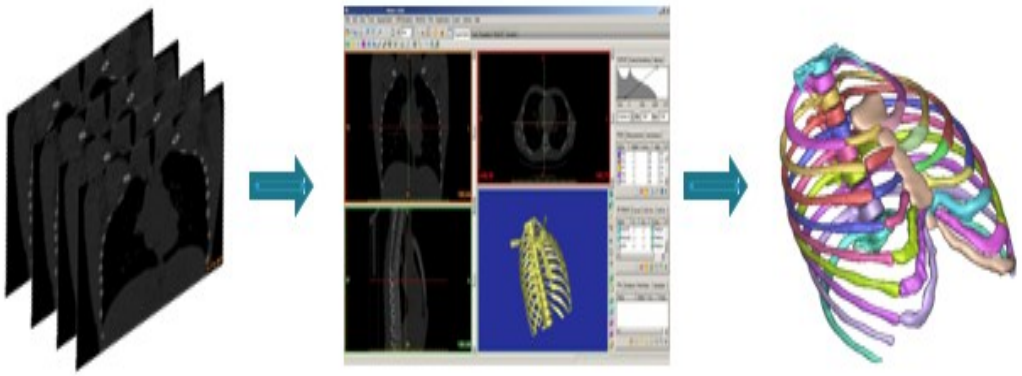
Metoda leczenia operacyjnego przedstawiona w 1998 roku przez Donalda Nussa polegająca na wprowadzeniu ukształtowanego implantu w postaci płyty, odwróceniu go w celu uniesienia mostka oraz utrzymanie go w poprawnej pozycji przez określony czas [2].

4. ANALIZA NUMERYCZNA

4.1. Budowa modelu

Model 3D zbudowano w środowisku programu MIMICS na podstawie zdjęć tomografii komputerowej czternastoletniego chłopca z lejkowatą klatką piersiową.

Pierwszy etap tworzenia modelu polegał na imporcie zdjęć TK do programu MIMICS i nadaniu im podstawowych parametrów orientacji. W kolejnych krokach na podstawie analizy odcieni szarości wygenerowano geometrię kośćca klatki piersiowej. Tak przygotowany model 3D zawiera pewne błędy wynikające z niedokładności zdjęć TK.



Rys.2. Uproszczony schemat tworzenia modelu 3D

Analizę numeryczną przeprowadzono w programie ANSYS Workbench. Siatka MES składała się z 215500 elementów.

Dla uzyskanego modelu klatki piersiowej przyjęto jednorodne, izotropowe i liniowe własności mechaniczne (tab.2).

Tab.2. Własności materiałowe elementów klatki piersiowej [3]

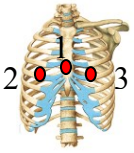
Żebro	E=5000 MPa, ν=0,3, ρ=2000 kg/m^3
Mostek	E=11500 MPa, ν=0,3 ρ=2000 kg/m^3
Żebro chrzęstne	E=24,5 MPa, ν=0,3, ρ=1500 kg/m^3

4.2. Weryfikacja modelu

Weryfikacja poprawności modelu została przeprowadzona na podstawie doświadczalnego pomiaru sztywności klatki piersiowej pacjenta dla któregoi oprcaowanao model numeryczny.

Badania te polegały na zadaniu określonego ugięcia klatki piersiowej i odczytaniu wartości siły. Miejsce przyłożenia obciążenia oraz porównanie danych zmierzonych i obliczonych zostało przedstawione w tab. 3.

Tab.3. Wartości sztywności klatki piersiowej

		Badania doświadczalne		Badania numeryczne
Miejsce pomiaru	Nr	Siła [N]	Ugięcie [mm]	Ugięcie [mm]
	1	62	15	15,162
	2	35,3	15	14,963
	3	28,0	15	14,107

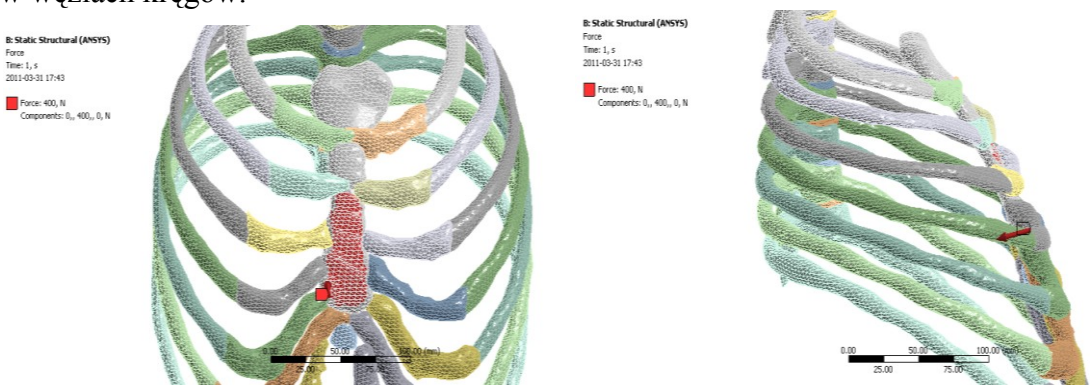
Na podstawie powyższego porównania stwierdzić można, iż opracowany model numeryczny został sformułowany prawidłowo.

5. WYNIKI ANALIZY

Podczas pośredniego masażu serca ugięcie klatki piersiowej powinno wynosi 30-60 [mm]. Przeprowadzona analiza numeryczna pozwoliła na wyznaczenie zakresu sił jakie należy użyć podczas tego zabiegu, aby był on skuteczny i bezpieczny dla pacjenta.

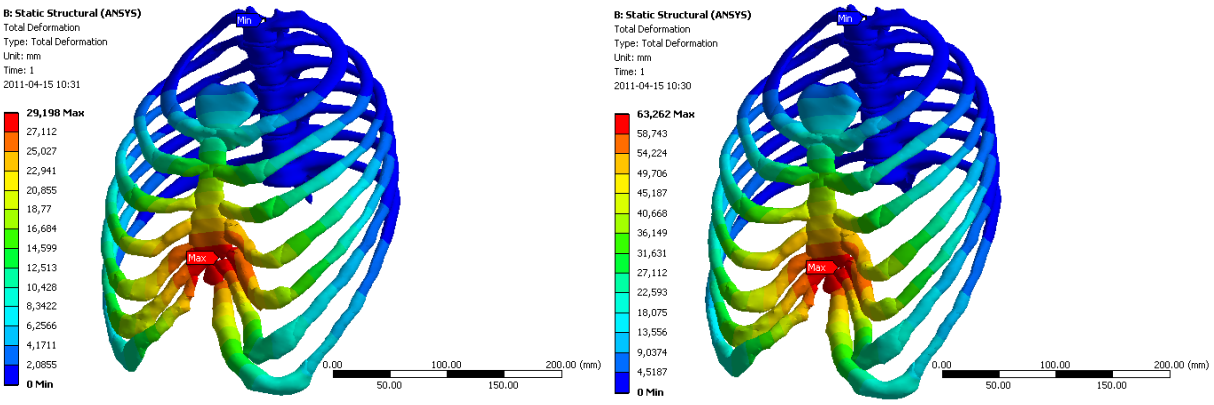
W celu analizy stanu naprężeń model obciążono siłą działającą w płaszczyźnie strzałkowej na powierzchni mostka w kierunku kręgosłupa.

Tylnia ściana klatki piersiowej została podparta poprzez odebranie stopni swobody w węzłach kręgów.

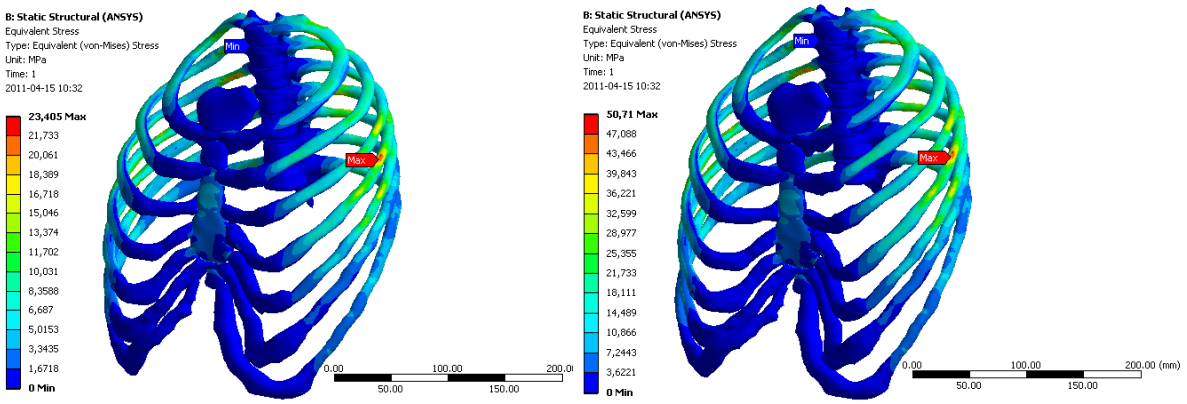


Rys.3. Miejsce i kierunek przyłożenia siły

Ugięcie klatki piersiowej oraz rozkład naprężeń zredukowanych dla granicznych wartości sił przedstawiają rys. 4 i 5.



Rys.4. Przemieszczenie względne dla siły 150 i 325 [N].



Rys.5. Rozkład naprężeń zredukowanych dla siły 150 i 325 [N]

W tab.4 zostały przedstawione wyniki analizy dla pozostałych wartości sił.

Tab.4. Wyniki analizy MES

Siła [N]	Przemieszczenie względne [mm]	Naprężenia maksymalne σ_{max} [MPa]		
		Mostek	Żebra chrzęstne	Żebra
150	29,2	8,8	12,3	23,4
175	34,2	10,3	14,3	27,3
200	38,9	11,8	16,4	31,2
225	43,8	13,3	18,4	35,1
250	48,7	14,7	20,5	39
275	53,5	16,2	22,5	42,9
300	58,4	17,7	24,5	46,8
325	63,3	19,2	26,6	50,7

6. WNIOSKI

Uzyskane wyniki obliczeń numerycznych umożliwiły analizę naprężeń powstałych w lejkowatej klatce piersiowej podczas zabiegu pośredniego masażu serca. W modelu pominięto oddziaływanie tkanek miękkich i ciśnienia panującego wewnątrz klatki piersiowej. Analiza wykazała, iż aby uzyskać ugięcie klatki piersiowej w zakresie od 30 do 60 mm należy użyć siły od 150 do 325 N.

Praca zrealizowania w ramach projektu badawczego N N501 236139

LITERATURA

[1] Białas AJ., Jabłoński J.: Lejkowata klatka piersiowa u dzieci. Przegląd Pediatryczny, 40, 2, 2010, s. 112-116.
[2] Bohosiewicz J., Kudela G., Izwaryn U.: Leczenie lejkowatej klatki piersiowej. Polski przegląd chirurgiczny, 81, 2, 2009, s. 175-191.
[3] Bruchin R., Stock U.A., Drucker J.P., Zhari T., Wippermann J., Albes J.M., Himtze D., Eckardt S., Konke C., Wahlers T.: Numerical simulation techniques to study the structural response of the human chest following median sternotomy, Ann thorac Surge. 80, 623-630, 2005.
[4] Dega W.: Ortopedia i rehabilitacja.: Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1964.
[5] Kacprzak G., Kołodziej K.: Klatka piersiowa lejkowata- patomorfologia, objawy, diagnostyka, wskazania do leczenia. Polski przegląd chirurgiczny, 77, 1, 2005, s. 82-91.
[6] Kasperczyk T.: Wady postawy ciała. Diagnostyka i leczenie. Kraków: Kasper, 1994.
[7] Mraz M., Pawlak I., Rzechonek A., Mraz M., Kołodziej J.: Metody leczenia lejkowatej klatki piersiowej. Fizjoterapia, tom 9, 2, 2001, s. 38-41.
[8] http://www.naukowy.pl/encyklopedia/Klatka_piersiowa# /7.06.2011

NUMERICAL ANALYSIS OF THE IMPACT LOAD ON THE DEFORMATION OF THE CHEST

Summary. Resuscitation is a set of methods to curb and reverse the dying process. Restoration of blood circulation is done by external cardiac massage. It consists of applying rhythmic pressure to the chest wall. However, if poorly located, or used with too much force, it can cause the fracture of ribs, which in turn can lead to damage to internal organs. The paper attempts to analyze the stress state of the chest during chest compressions for a patient with a funnel chest.

Elżbieta JAWORSKA, Katarzyna NIEMIEC, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Politechnika Wrocławska
Celina PEZOWICZ, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Politechnika Wrocławska

ANALIZA SIŁY NISZCZĄCEJ PŁYTKI GRANICZNEJ KRĘGÓW

Streszczenie. W artykule zaprezentowano wyniki badań wybranych własności mechanicznych płytek granicznych kręgów pochodzących od 3 gatunków zwierząt (dzika, cielaka i kozy). Testy przeprowadzono na kręgach piersiowego i lędźwiowego odcinka kręgosłupa, zarówno dla górnej jak i dolnej powierzchni. Na podstawie przeprowadzonych badań doświadczalnych określono maksymalną siłę niszczącą oraz sztywność w zależności od odcinka kręgosłupa, położenia płytki granicznej oraz pochodzenia materiału badawczego.

1. WSTĘP

Kręgosłup to kolumna stanowiąca podporę dla całego ciała człowieka. Z tego względu niezwykle ważna jest analiza właściwości mechanicznych jego elementów oraz parametrów mających wpływ na jego funkcjonowanie. Celem pracy jest dokładne wyznaczenie wybranych wielkości mechanicznych płytek granicznych kręgów, które biorą udział w przenoszeniu obciążeń osiowych, oraz co istotne zapobiegają wysoko hydrofobowej strukturze jądra miażdżystego uwypuklać się do przyległych kręgów.

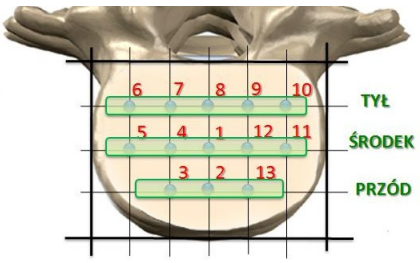
Ze względu na problemy z pozyskiwaniem materiału badawczego pochodzenia ludzkiego, coraz częściej poszukuje się modeli zwierzęcych najlepiej odwzorowujących właściwości mechaniczne i strukturalne poszczególnych elementów kręgosłupa [2,4,5], w tym także płytki granicznej kręgów.

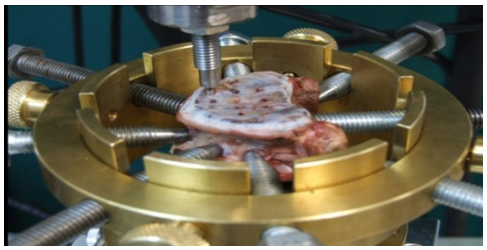
2. METODYKA BADAŃ

Badania zrealizowano na materiale pochodzenia zwierzęcego tj. cielaka (wiek 3 miesiące), dzika (wiek 6 lat) i kozy (wiek 3 lata) dla wybranych kręgów odcinka piersiowego (Th3, Th4, Th5, Th7, Th8, Th9) oraz odcinka lędźwiowego (L1, L2, L3, L4). Przebadano górne i dolne płytki graniczne wymienionych kręgów, z uwzględnieniem podziału na obszary badania: przód, środek i tył (rys. 1a) [3]. W sumie analizom poddano 60 płytek granicznych.

Przed wykonaniem badań wszystkie kręgi zostały oczyszczone z tkanki miękkiej pokrywającej powierzchnie trzonów. Tak przygotowany materiał badawczy był przechowywany w temperaturze -20°C do dnia poprzedzającego eksperyment.

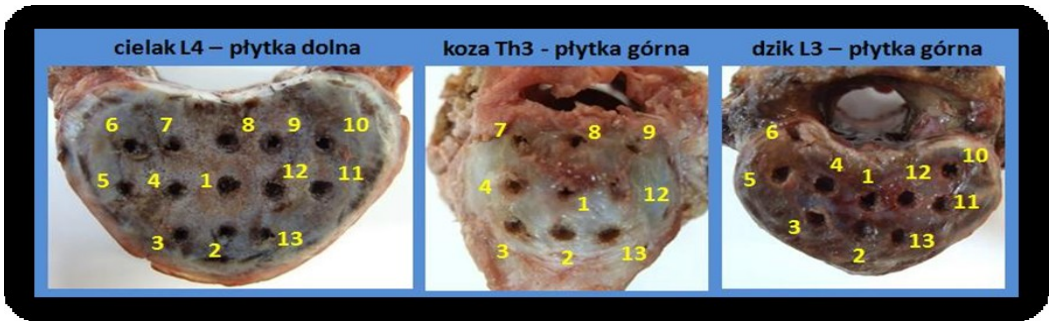
Badania właściwości mechanicznych płytki granicznej zrealizowano przy pomocy maszyny wytrzymałościowej MTS 858 MiniBionix z wykorzystaniem metody intendacji, półkulistym wgłębnikiem (intenderem) o średnicy 3 mm (rys. 1b). Opierając się na danych literaturowych [4], przyjęto następujące parametry badania: prędkość zagłębiania 0,2 mm/s oraz maksymalne zagłębienie 3 mm.

a) 

b) 

Rys. 1. a) Schemat podziału płaszczyzny badania płytek granicznych
b) płytka dolna kręgu cielęcego w trakcie testu intendancji

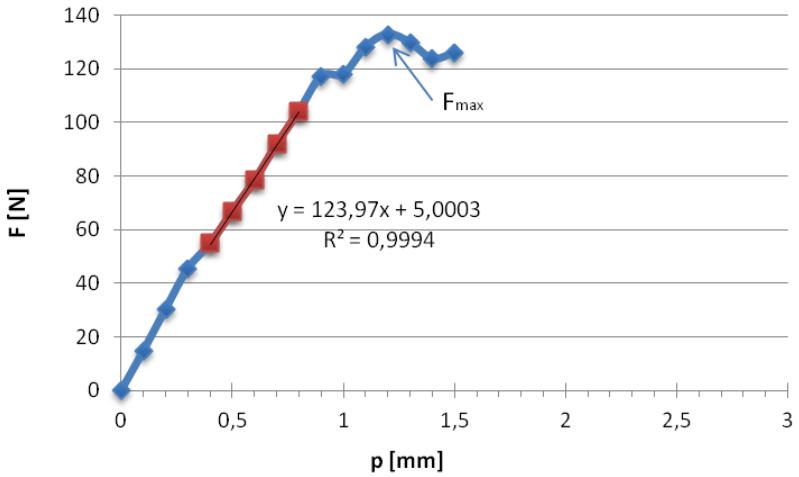
Na podstawie ustalonej mapy punktów dla każdej płytki granicznej wybrano kilka punktów pomiarowych, których liczba uzależniona była od budowy anatomicznej kręgów. Przykładowy rozkład punktów pomiarowych po zrealizowanym badaniu przedstawiono na rys.2.



Rys. 2. Przebadane próbki z zaznaczonymi punktami pomiarowymi

3. WYNIKI BADAŃ

Otrzymane podczas badań dane zestawiono w formie wykresów obciążenia w funkcji przemieszczenia, indywidualnie dla każdego punktu testowanej płytki (rys. 3). Wyznaczono także sztywność, zdefiniowaną jako stosunek przyrostu siły do zmiany przemieszczenia w odcinku liniowym otrzymanej krzywej w zakresie od 30% do 70% jej wartości



Rys. 3. Przykładowa charakterystyka siły w funkcji przemieszczenia dla górnej płytki kręgu lędźwiowego L3 w punkcie 12

Wyniki analizy właściwości mechanicznych płytek granicznych kręgów pozwoliły na wyznaczenie regionalnych różnic w zależności od:

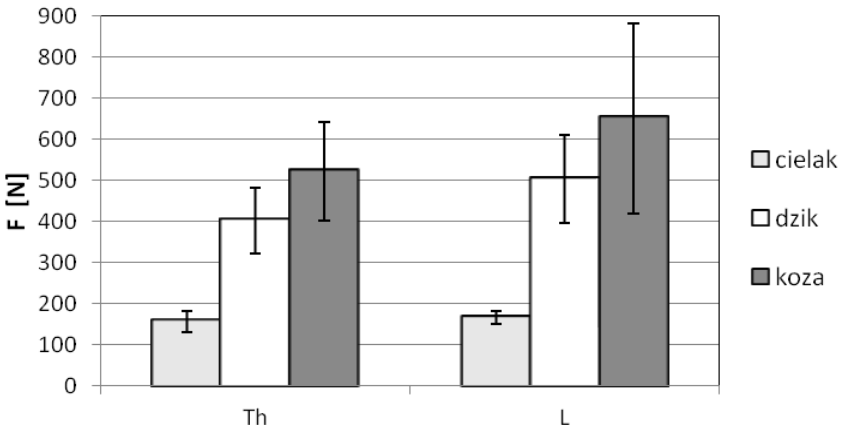
- poziomu badanych kręgów w kręgosłupie (odcinek piersiowy i lędźwiowy),
- położenia płytki granicznej (dolna płytka graniczna i górna płytka graniczna),
- obszaru płytki (tył, środek, przód).

Najwyższe średnie wartości siły niszczącej otrzymano dla odcinka lędźwiowego kozy 683,7±230 N a najniższe dla odcinka piersiowego cielaka 144,5±26,3 N.

Generalnie większe siły ściskające przenosi dolna płytka graniczna. Na podstawie przeprowadzonych badań wykazano, iż najsłabszym punktem blaszki granicznej, zarówno górnej jak i dolnej, jest część centralna.

Na podstawie zrealizowanych badań zauważono istotne podobieństwa oraz różnice w badanych płytkach granicznych. Kręgi lędźwiowe pochodzące od dzika i kozy mają większą wytrzymałość na ściskanie na powierzchni górnej, inaczej niż w przypadku cielaka.

W przypadku każdego zbadanego zwierzęcia można zaobserwować, iż kręgi lędźwiowe są bardziej wytrzymałe od kręgów pochodzących z odcinka piersiowego (rys.4).

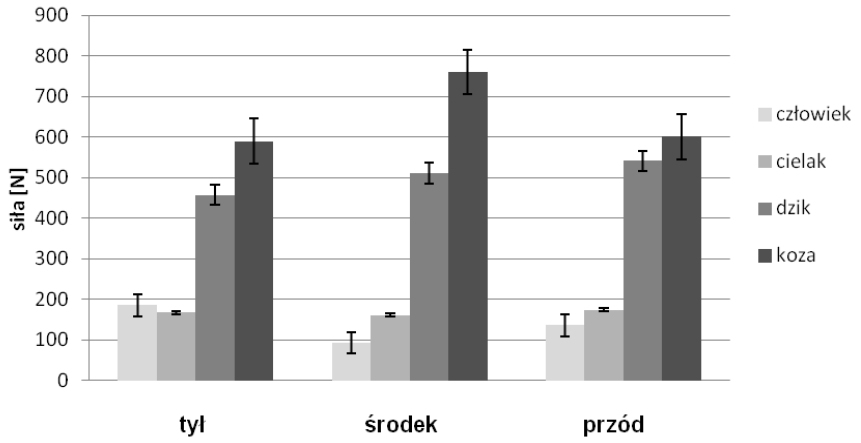


Rys. 4. Zestawienie średnich wartości siły niszczącej dla odcinka piersiowego i lędźwiowego dla 3 badanych zwierząt

Porównano następnie otrzymane wyniki z danymi literaturowymi dla ludzkich kręgów (rys. 5).

4. WNIOSKI

Analizując wartości siły niszczącej dla kręgów lędźwiowych można zauważyć, że kręgi kozy i dzika przenoszą znacznie większe siły od kręgów ludzkich. Z kolei kręgi cielęce charakteryzowały się zbliżonymi wartościami do ludzkich. Są przy tym wyraźne różnice w regionalnej wytrzymałości blaszek granicznych: u dzika i kozy, w odróżnieniu od człowieka, najbardziej wytrzymały jest środek płytki. Pod tym względem kręgi cielęce są zbliżone do kręgów ludzkich.



Rys. 5. Zestawienie wartości sił niszczących w obszarze tylnym, środkowym i przednim kręgów lędźwiowych człowieka i 3 badanych zwierząt

Otrzymane wyniki dla kręgów piersiowych i lędźwiowych porównano z danymi dla kręgów ludzkich prezentowanych w pracy Oxlanda i zesp. [3]. Na tej podstawie można zaobserwować, że jedynie materiał pochodzący z odcinka lędźwiowego cielaka charakteryzuje się wartościami siły niszczącej zbliżonej do wartości uzyskiwanych dla materiału pochodzenia ludzkiego (rys. 5), a wytrzymałość płytki rośnie zbliżając się do brzegów w kierunku tylnym i przednim. Różnice te wynoszą 15% natomiast w przypadku materiału pochodzącego od dzika i kozy wartości maksymalnej siły w stosunku do materiału ludzkiego różnią się ponad trzykrotnie.

LITERATURA

[1] Grant J.P., Oxland T. R., Dvorak M.F., Mapping the structural properties of the lumbosacral vertebral endplates, Spine 26, 2001;
[2] Kumar N., Kukreti S., Ishaque M., Mulholland R., Anatomy of deer spine and its comparison to the human spine, The Anatomical Record 260, 2000;
[3] Oxland T. R., Grant P., Dvorak M. F., MD, Fisher Ch. G., Effects of endplate removal on the structural properties of the lower lumbar vertebral bodies, Spine 28, 2003;
[4] Singh K., Masuda K.. An H., Animal models for human disc generation, The Spine Journal 5, 2005;
[5] Wilke H. J., Kettler A., Claes L. E, Are sheep spines a valid biomechanical model for human spines?, Spine 22, 1997;

ANALYSIS OF FAILURE FORCE OF VERTEBRAL ENDPLATE

Abstract. In the article selected mechanical properties of vertebral endplates of animal origin for 3 different species: boar, goat and calf obtained in examinations, were presented. The tests involved elements from 2 parts of spine (thoracic and lumbar) and from both sides of vertebrae (lower and upper endplates). Both the maximum failure force and stiffness were determined depending on the part of a spine, position of the endplate and the origin of the tested vertebrae.

Barbara KOZUB, Łukasz MATUSZYK, Sylwia ŁAGAN Instytut Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska

ANLIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA MES STABILIZACJI KOŚĆI PISZCZELI METODĄ ZESPOL Z UWZGLĘDNIENIEM WŁASNOŚCI ORTOTROPOWYCH KOŚCI

Streszczenie. W niniejszej pracy poruszono problem stabilizacji ukośnie złamanej kości piszczelowej przy wykorzystaniu systemu ZESPOL. W celu zaprezentowania rozkładu naprężeń oraz odkształceń wykonano, przy zastosowaniu metody elementów skończonych model układu stabilizator-kość, który został poddany numerycznej wytrzymałościowej analizie. W modelu została uwzględniona struktura kości zbitej jak i trabekularnej, przy zachowaniu własności ortotropowych. Analizę wytrzymałościową wykonano zarówno dla kości zdrowej jak i osteoporotycznej.

1. WSTĘP

Układ kostny człowieka narażony jest na wpływ szkodliwych czynników, które mogą doprowadzić do zaburzenia jego funkcji, czy też trwałego uszkodzenia - kalectwa. Wymaga on odpowiednio dobranej metody leczenia farmakologicznego lub chirurgicznego, a to determinuje również konieczność rehabilitacji. Do najbardziej powszechnych urazów kośćca człowieka należą pęknięcia i złamania kości długich, które mogą powstawać w wyniku zadziałania obciążenia. Czynnika, którego wartość przekracza dopuszczalne normy, a w odniesieniu do geometrii struktur biomechanicznych oraz parametrów materiałowych również wytrzymałość i elastyczność kości. Przerwanie ciągłości tkanki kostnej może również nastąpić w skutek istniejących zmian nowotworowych czy osteoporotycznych.

Kość piszczelowa jako podstawowa kość goleni stanowi „słup oporowy" przenoszący obciążenia związane z funkcją podporową i lokomocyjną. W przypadku, gdy dochodzi do jej pęknięcia lub złamania, jako główny cel leczenia przedstawia się przywrócenie jej funkcji, poprzez anatomiczne nastawienie i stabilne zespolenie odłamów kostnych, przy czym zastosowany typ stabilizatora prócz stawianych mu wymogów mechanicznych, powinien uwzględniać biologiczne potrzeby gojącej się kości [2].

Konwencjonalne techniki leczenia złamań kości, jak na przykład zastosowanie opatrunku gipsowego, coraz częściej zastępowane są metodami stabilizacji zewnętrznej jak i przykostnej. Do metod tych można zaliczyć: stabilizatory ramowe, płytkowe, śruby czy też gwoździe śródszpikowe. Wybór odpowiedniej metody stabilizacji zależy głównie od rodzaju złamania.

Stały postęp w rozwoju metod operacyjnego lecenia złamań kości długich wciąż jest jednym z głównych zadań współczesnej traumatologii. Zarówno poza granicami kraju, jak i w samej Polsce dużym uznaniem cieszy się system ZESPOL (Bielawski 1984), który jako stabilizator kości znalazł szerokie zastosowanie w leczeniu złamań kości.

Współczesna medycyna, na każdym etapie leczenia, począwszy od diagnostyki, aż po weryfikację prawidłowości doboru metody leczenia, korzysta z osiągnięć innych dziedzin

nauki, między innymi: chemii, biologii, informatyki, elektroniki czy też materiałoznawstwa. Współpraca jaka nawiązuję się między lekarzami, a specjalistami tych dziedzin nauki w znacznym stopniu przyczynia się do odkrywania nowych jak i do poprawy już istniejących metod leczenia.

Metody modelowania numerycznego mają coraz szersze zastosowanie i znaczenie w doborze i optymalizacji odpowiedniej metody leczenia złamań. W związku z tym, że modelowanie stanu naprężeń na „żywej" kości jest praktycznie niemożliwe, doświadczalnie przeprowadzone do tej pory badania wytrzymałościowe na modelach lub preparatach anatomicznych, pozwalają nam w pewnym stopniu, przybliżyć obraz zmian jakie zachodzą w układzie stabilizator-kość.

W niniejszej pracy poruszono problem stabilizacji ukośnie złamanej kości piszczelowej przy wykorzystaniu systemu ZESPOL. W celu zaprezentowania rozkładu naprężeń oraz odkształceń wykonano, przy zastosowaniu metody elementów skończonych model układu stabilizator-kość. W modelu kości o zachowanym w przybliżeniu kształcie anatomicznym, została uwzględniona struktura kości zbitej jak i trabekularnej, przy zachowaniu własności ortotropowych. Analizę wytrzymałościową wykonano zarówno dla kości zdrowej jak i osteoporotycznej. Dla zastosowanego w modelu czterootworowego stabilizatora płytkowego ZESPOL, przyjęto wartości stałych materiałowych dla dwóch różnych przypadków: stopu tytanu oraz stali 316L.

2. METODYKA BADAŃ

2.1. Cel pracy

Celem pracy jest analiza rozkładu naprężeń i odkształceń w układzie kość piszczelowa – system ZESPOL oraz określenie odpowiedniej sztywności stabilizatora płytkowego ZESPOL, przy uwzględnieniu rodzaju złamania, jak również stanu struktury kostnej.

2.2. Założenia w procesie modelowania

W niniejszej pracy zamodelowano przypadek stabilizacji systemem ZESPOL ukośnie złamanej kości piszczelowej. Wykonany model został wygenerowany w programie FEMAP.

W procesie modelowania przyjęto następujące założenia:

- analiza odkształceń i naprężeń została przeprowadzona z uwzględnieniem kierunków głównych,
- analizowano przebieg zrostu kostnego w strefie złamania kości piszczelowej,
- kość korowa została zamodelowana przy zachowaniu charakterystycznych powierzchni i guzowatości kości piszczelowej (kość o zachowanym w przybliżeniu kształcie anatomicznym),
- stabilizator zbudowany jest z wkrętów łączących (pozbawionych gwintu) oraz płytki zespalającej (geometria oparta na dokumentacji technicznej),
- założono idealne połączenia między kością, a elementami stabilizatora ZESPOL,
- przyjęto idealnie płaską i gładką powierzchnię złamania,
- w modelu przyjęto następujące warunki brzegowe:
    - układ został podparty poprzez odebranie wszystkich stopni swobody w węzłach na dolnej powierzchni kości,
    - siły węzłowe zadane na górną powierzchnię kości, przyjęto w oparciu o fizjologiczne obciążenie w przypadku stania na jednej nodze F = 800 [N],
- stałe materiałowe dla kości przyjęto w oparciu o dane literaturowe (tabela 1).
    - dane materiałowe dla kości osteoporotycznej (przy założeniu, że wartości E_{ij} oraz G_{ij} wynoszą 0,4 wartości tych współczynników dla kości zdrowej – tabela 2)

- dane materiałowe dla kostniny szczelina o grubości g = 0,4 [mm]):
  - kostnina dla kości zdrowej: E = 250 [MPa] i v = 0.45
  - kostnina dla kości osteoporotycznej: E = 200 [MPa] i v = 0.45

- stałe materiałów stabilizatora przyjęto w oparciu o dane literaturowe (tabela 3)[4]:

Tabela 1. Stałe sprężystości części kortykalnej oraz trabekularnej kości długiej jako materiałów ortotropowych dla kości zdrowej [4]

Stałe sprężystości kości jako materiału ortotropowego E_{ij}; G_{ij} [MPa]	Struktura zbita	Struktura trabekularna
E_{11}	11300	608
E_{22}	12500	608
E_{33}	20500	771
G_{12}	3900	260
G_{13}	4800	269
G_{23}	5700	269
ν_{12}	0.433	0.170
ν_{13}	0.236	0.149
ν_{23}	0.229	0.149

Tabela 2. Stałe sprężystości części kortykalnej oraz trabekularnej kości długiej jako materiałów ortotropowych dla kości osteoporotycznej

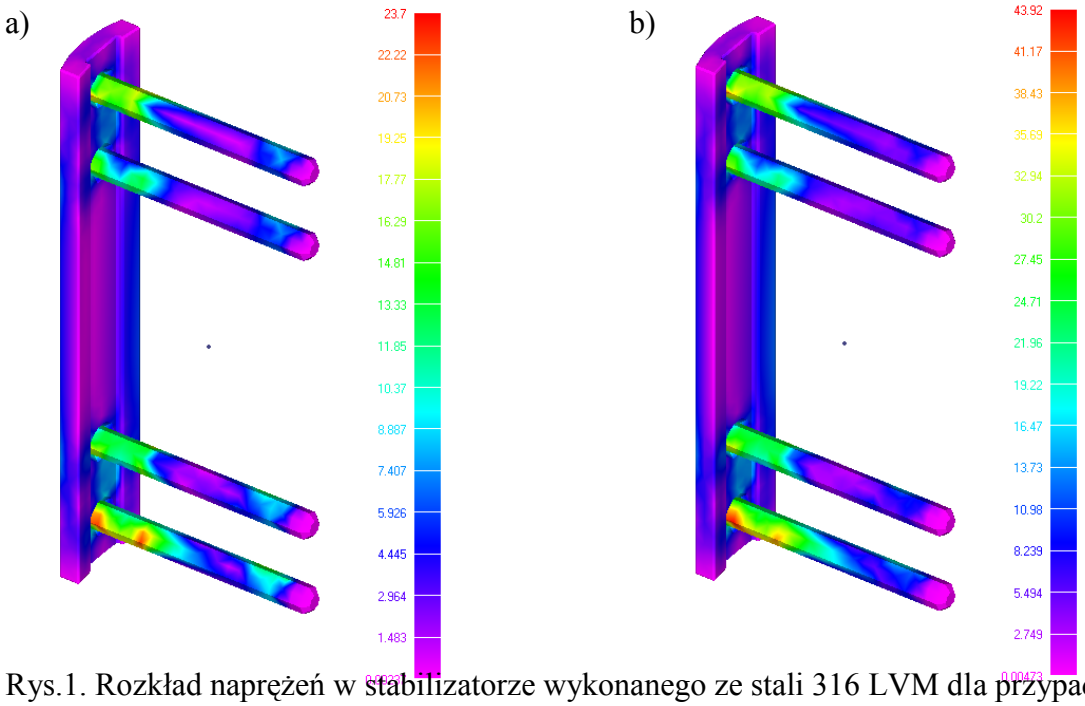
Stałe sprężystości kości jako materiału ortotropowego E_{ij}; G_{ij} [MPa]	Struktura zbita	Struktura trabekularna
E_{11}	4520	240
E_{22}	5000	240
E_{33}	8200	308
G_{12}	1560	104
G_{13}	1920	107
G_{23}	2280	107
ν_{12}	0,433	0,170
ν_{13}	0,230	0,149
ν_{23}	0,229	0,149

Tabela 3. Dane dla materiałów do konstrukcji stabilizatora

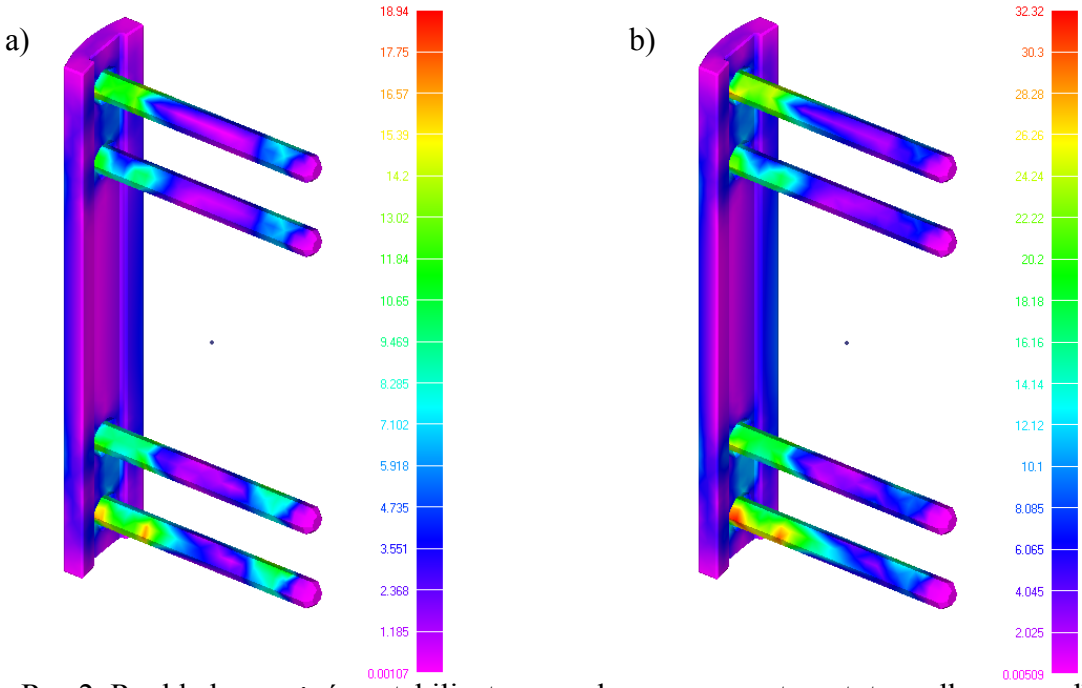
Materiał	E [MPa]	ν
Stal 316 LVM	170000	0.30
Stop tytanu przesycony	110000	0.33

3. WYNIKI BADAŃ

Analizie poddano wpływ zmian osteoporotycznych oraz wpływ rodzaju materiału zastosowanego do konstrukcji stabilizatora na rozkład stanu naprężeń i odkształceń w układzie kość-stabilizator (rys.1-3).



Rys.1. Rozkład naprężeń w stabilizatorze wykonanego ze stali 316 LVM dla przypadku: a) kości zdrowej, b) kości osteoporotycznej



Rys.2. Rozkład naprężeń w stabilizatorze wykonanego ze stopu tytanu dla przypadku: a) kości zdrowej, b) kości osteoporotycznej

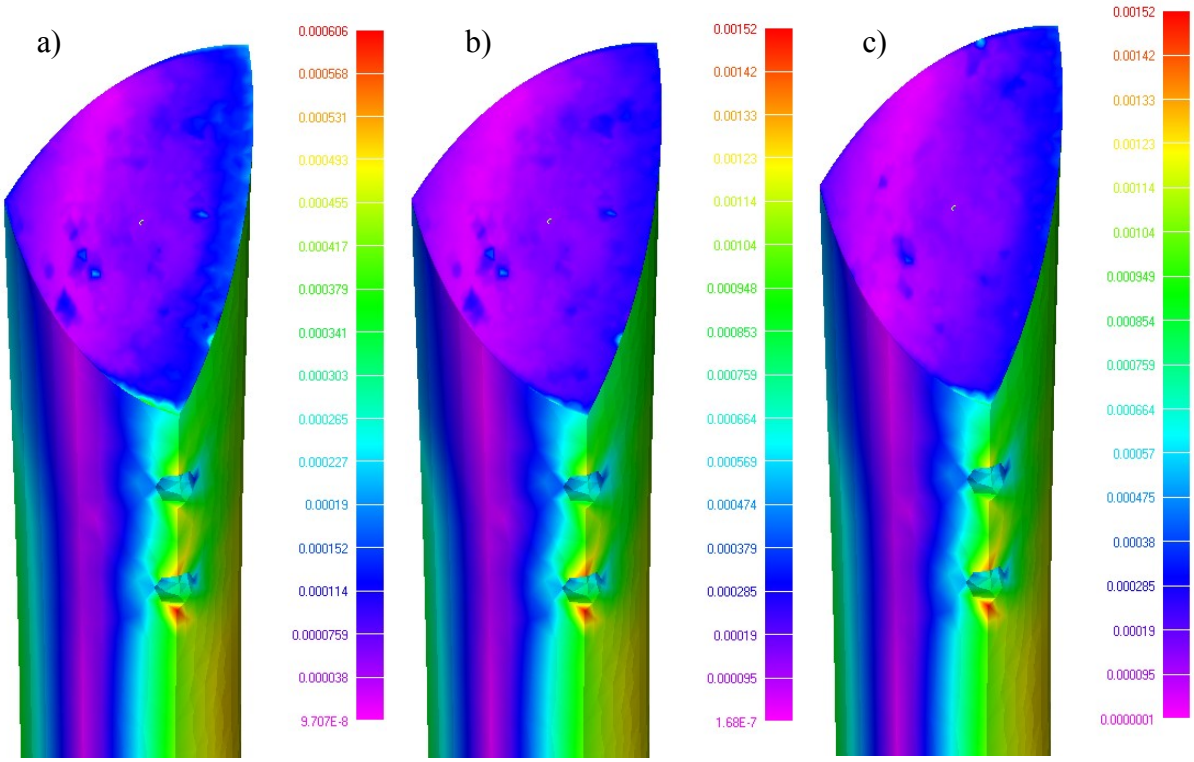
W tabelach poniżej umieszczono wartości maksymalnych wartości naprężeń (tabela 4) i odkształceń (tabela 5) dla rozpatrywanych w pracy przypadków. Obliczenia zostały przeprowadzone w oparciu o hipotezę wytężeniową Hubera-Misesa-Hencky'ego.

Tabela 4. Zestawienie wyników – maksymalne naprężenia w stabilizatorze

σ - max [MPa]	Kość zdrowa	Kość osteoporotyczna
Dla Stali 316 LVM	23.7	43.92
Dla stopu tytanu	18.94	32.32

Tabela 5. Zestawienie wyników – maksymalne odkształcenia w kości

ε - max	Kość zdrowa	Kość osteoporotyczna
Dla Stali 316 LVM	0.000606	0.00152
Dla stopu tytanu	0.000605	0.00152



Rys.3. Rozkład odkształceń w rejonie złamania: a) kość zdrowa (stabilizator ze stali 316 LVM), b) kość osteoporotyczna (stabilizator ze stali 316 LVM), c) kość osteoporotyczna (stabilizator ze stopu tytanu)

4. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych analiz wytrzymałościowych i otrzymanych wyników wysunąć można następujące wnioski:

- Dla poszczególnych rozpatrywanych wariantów, badane rozkłady naprężeń i odkształceń mają podobny przebieg – wartości maksymalne i minimalne występują praktycznie w tych samych miejscach, natomiast zauważalne są różnice w ich wartościach.
- Wartości naprężeń w stabilizatorze zależą od przyjętego materiału, jak również od stanu stabilizowanej kości – kość zdrowa/ osteoporotyczna. Wyższe naprężenia otrzymane dla kości osteoporotycznej związane są z przenoszeniem przez stabilizator większego obciążenia.

- Maksymalne wartości naprężeń w stabilizatorze występują w pobliżu miejsc połączenia dolnego wkrętu z płytką stabilizatora.
- Otrzymane w analizie wartości odkształceń mieszczą się w zakresie fizjologicznym, co świadczy o prawidłowym oddziaływaniu układu stabilizator kość – sztywność stabilizatora nie powoduje hamowania procesu gojenia złamania, a co się z tym wiąże nie powstają miejsca martwicze w kości.
- Przeprowadzona analiza uwidacznia potrzebę indywidualnego doboru stabilizatora (rozwiązanie konstrukcyjne, dobór materiału na stabilizator) ze względu na cechy osobnicze, kształt i rodzaj złamania kości. Analiza wytrzymałościowa MES jest bardzo przydatna w identyfikacji takich systemów stabilizacji jak ZESPOL. Pozwala ona nie tylko określić sztywność stabilizatora, wspomaga również proces optymalizacji konstrukcji samego stabilizatora oraz układu kość -implant.

LITERATURA

[1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska, zagadnienia wybrane. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 1997
[2] Wall A., Rusiński E., Sobolewski R., Jabłoński G.: Numeryczna symulacja doboru stabilizatora ZESPOL w leczeniu złamań kości piszczelowej. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 1994
[3] Guzik M., Stępnik A.: Analiza wytrzymałościowa systemu stabilizacji złamanej kości piszczelowej. Zeszyty naukowe katedry mechaniki stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice 2004
[4] Milewski G

FEM STRENGHT ANALYSIS OF TIBIA STABILIZATION WITH ZEPOL FIXATOR, INCLUDING ORTHOTROPIC PROPERTIES OF BONE

Summary. The present work deals with the problem of stabilization of fractured tibia with application of ZESPOL system. In order to present the stress and deformation distribution, a model of the stabilizer-bone system was performed using the finite element method. The model has been subjected to strength analysis. The structure of compact and trabecular bone was incorporated into the model while retaining orthotropic properties. Strength analysis was performed for both the healthy and osteoporotic bone.

Marta KOZUŃ, Studenckie Koło Naukowe Biomechaników, Wydział Mechaniczny Politechnika Wrocławska, Wrocław
Anna NIKODEM, Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Wydział Mechaniczny, Wrocław

WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNE TKANKI KOSTNEJ GĄBCZASTEJ ZMIENIONEJ PATOLOGICZNIE

Streszczenie. W pracy przedstawiono wyniki pomiarów gęstości fizycznej oraz wartości parametrów mechanicznych wyznaczonych w próbie jednoosiowego ściskania dla próbek tkanki kostnej gąbczastej osteoartrotycznej, pochodzących z głów ludzkich kości udowych. W pracy podjęto także próbę określenia korelacji pomiędzy gęstością fizyczną, a parametrami mechanicznymi tkanki kostnej. Gęstość fizyczna oraz parametry mechaniczne tkanki kostnej charakteryzują się najwyższą wartością dla próbek wyciętych z plastra II. Znaleziono również wysoką korelację pomiędzy gęstością hydrostatyczną, a modułem Young'a ($R^2 = 0,53$).

1. WSTĘP

Tkanka kostna zbudowana jest z macierzy kostnej składającej się z części mineralnej, zawierającej kryształy hydroksyapatytu, z komórek kostnych oraz włókien kolagenowych. Włókna kolagenowe nadają tkance kostnej sprężystość. Z drugiej strony, obecność soli mineralnych powoduje, iż tkanka ta jest krucha i sztywna. Dlatego też, tkanka kostna rozpatrywana jest jako kompozyt ceramiczno – polimerowy, którego fazą ceramiczną jest hydroksyapatyt, a mineralną włókna kolagenowe [6]. Tkanka kostna jest materiałem, którego budowa wewnętrzna i właściwości mechaniczne ulegają ciągłemu dopasowaniu do zmieniających się warunków obciążenia. Struktura tkanki kostnej jest związana z właściwościami mechanicznymi, a dostosowanie właściwości mechanicznych do zmiennych warunków obciążenia powoduje zmiany w strukturze tkanki kostnej [1].

Znajomość parametrów mechanicznych tkanki kostnej umożliwia ocenę rozkładów naprężeń i odkształceń występujących w kości pod wpływem obciążeń zewnętrznych. Poznanie mechanizmów odpowiedzialnych za powstawanie zmian patologicznych w tkance kostnej, może przyczynić się do rozwoju efektywniejszych metod zarówno diagnostycznych, jak również leczenia tkanki kostnej, które pomogą większej liczbie pacjentów. Z drugiej strony ważna jest również znajomość relacji zachodzących pomiędzy właściwościami mechanicznymi i strukturą tkanki kostnej. Zatem znajomość zależności występujących pomiędzy strukturą tkanki i jej mechaniką pozwoli na udoskonalenie metod diagnostyki i terapii tkanki kostnej. Pozwoli to również na określenie mechanizmów zmian tkanki kostnej prawidłowej w przypadki patologiczne. W przypadku zmian patologicznych wcześniej nierozpoznanych i nieopisanych, z punktu widzenia mechaniki, leczenie jest narażone na niepowodzenia. Analizując liczbę tego rodzaju przypadków występujących w kraju i na świecie, można zauważyć, iż w dalszym ciągu jest to problem społeczny. Dlatego też, jednym z najważniejszych zagadnień podejmowanych we współczesnej literaturze, dotyczącej

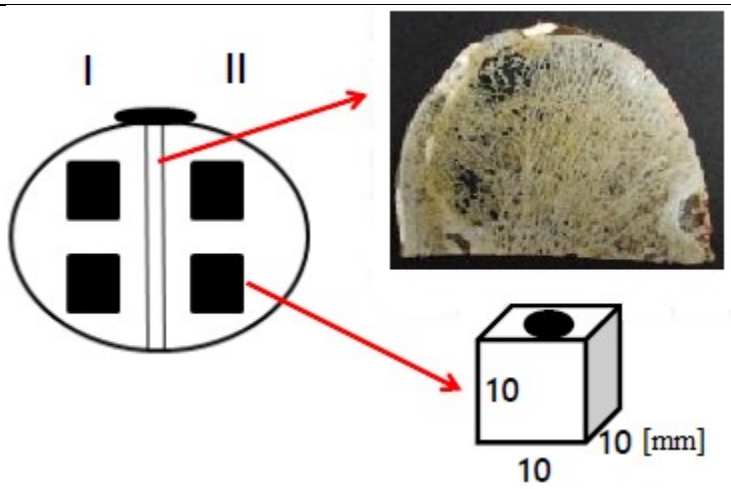
opisu tkanki kostnej jest poszukiwanie korelacji pomiędzy właściwościami mechanicznymi a strukturalnymi tkanki. Zagadnienie to, przysparza wiele problemów, a uzyskiwane wyniki w znacznym stopniu różnią się od siebie. Rozbieżności te związane są przede wszystkim z różnym sposobem realizacji pomiarów oraz z czynnikami mającymi ogromny wpływ na otrzymywane rezultaty. Te znaczące różnice, i to nawet w obrębie jednego gatunku, spowodowane są wpływem czynników, związanych bezpośrednio z próbką i pomiarem. Czynniki te można podzielić na dwie grupy: czynniki *in vivo* oraz czynniki *in vitro*. Do grupy czynników *in vivo*, związanych przyżyciowo z badanym materiałem badawczym, zaliczyć możemy między innymi: wiek, płeć, poziom składników chemicznych i hormonalnych w organizmie, poziom aktywności oraz stan zdrowia pacjenta, od którego pobrano materiał badawczy do badań. Do drugiej grupy – czynników *in vitro*, należą czynniki bezpośrednio związane z próbką i pomiarem, takie jak: sposób przechowywania i przygotowania próbek, rodzaj, kształt, wymiary, kierunek i region wycięcia próbki, rodzaj testu mechanicznego oraz prędkość odkształcania [1].

Ponadto, wciąż nie udało się znaleźć silnych korelacji pomiędzy mechaniką tkanki kostnej, a jej strukturą. Można więc stwierdzić, iż istniejący stan wiedzy na temat tkanki kostnej jest niepełny. Dlatego celem niniejszej pracy jest wyznaczenie parametrów mechanicznych tkanki kostnej patologicznie zmienionej oraz próba określenia korelacji występującej pomiędzy właściwościami mechanicznymi tkanki kostnej i jej parametrami strukturalnymi.

2. MATERIAŁ BADAWCZY I METODY BADAŃ

Materiał badawczy, pobrany w Akademickim Szpitalu Klinicznym we Wrocławiu od pacjentów ze zdiagnozowaną osteoartrozą zakwalifikowanych do zabiegów alloplastyki stawu biodrowego, stanowiły głowy kości udowych (n=6). Pacjenci różnili się między sobą wiekiem, masą, płcią, stroną pobrania oraz stopniem zaawansowania choroby zwyrodnieniowej. Głowę kości udowej podzielono na dwa regiony: region I oraz region II (Rys. 5). Każdy z preparatów do chwili przygotowania próbek przechowywano w temperaturze –20 ^{0}C. Za pomocą przecinarki precyzyjnej Accutom-5®, firmy STRUERS przygotowano 39 sześciennych próbek o wymiarach 10x10x10[mm], z czego 15 próbek przygotowano z regionu I, a 24 próbki z regionu II. Dodatkowo wycięto także plaster o grubości 0,7 mm, w celu obserwacji mikrostruktury tkanki kostnej pod mikroskopem. Do chwili przeprowadzania pomiarów próbki były przechowywane w temperaturze pokojowej.

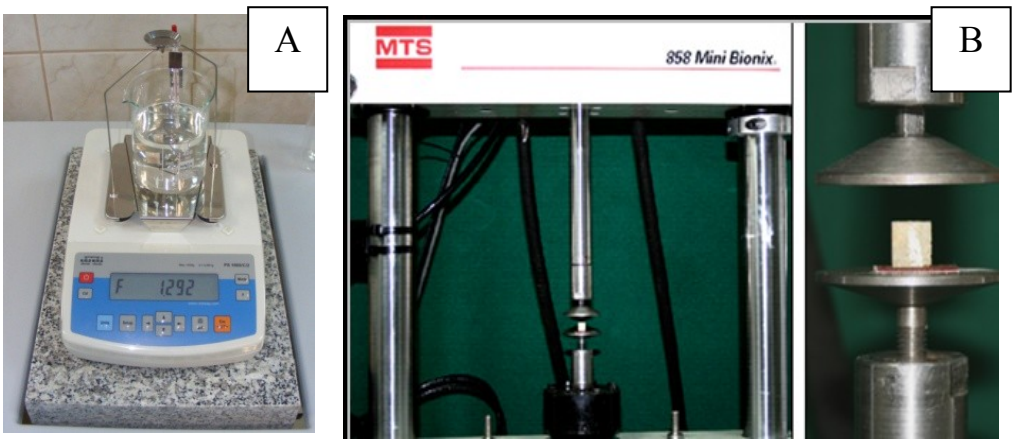
W pierwszym etapie badań, dla każdej z próbek określono wartość gęstości fizycznej. Wartości gęstości pozornej wyznaczono na podstawie znajomości masy i objętości próbki, podczas gdy wartości gęstości rzeczywistej tkanki kostnej zmierzono za pomocą wagi elektronicznej RADWAG wyposażonej w system do pomiaru gęstości hydrostatycznej (Rys. 6A).



Rys. 5. Miejsce i sposób przygotowania próbek tkanki kostnej gąbczastej z zaznaczonymi regionami, z których przygotowano próbki

Parametry mechaniczne tkanki kostnej zostały wyznaczone na podstawie charakterystyk naprężenie – odkształcenie uzyskanych w teście jednoosiowego ściskania z użyciem maszyny 858 MTS Mini Bionix (Rys. 6B). Prędkość odkształcenia wynosiła 0,01s^{-1}. Dodatkowo, w celu wyeliminowania efektów krańcowych, do pomiarów zastosowano papier ścierny o grubości ziarna 100. Badania przeprowadzono w Zakładzie Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej Politechniki Wrocławskiej.

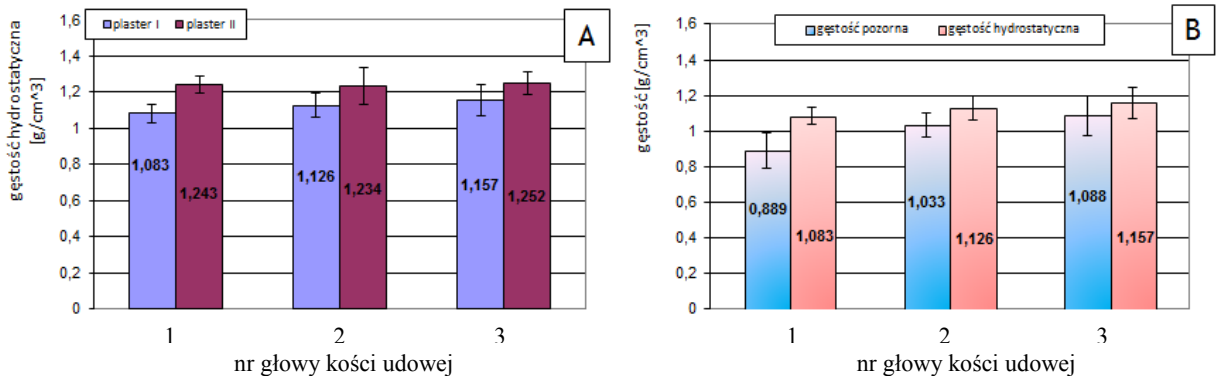
Analizowanymi parametrami mechanicznymi były: moduł Young'a, określający sprężystość materiału, granica sprężystości, wytrzymałość na ściskanie, ciągliwość oraz energia odkształcenia, która jest miarą zdolności próbki do gromadzenia energii przed jej pęknięciem. Im wyższa wartość energii odkształcenia tym bardziej materiał jest ciągliwy. Ciągliwość rozumiana jest jako różnica odkształceń próbki w chwili zerwania i w punkcie umownej sprężystości, wyrażona w procentach [1].



Rys. 6. Stanowisko pomiarowe: A. Waga elektroniczna RADWAG wyposażona w system do pomiaru gęstości oraz B. Maszyna 858 MTS Mini Bionix

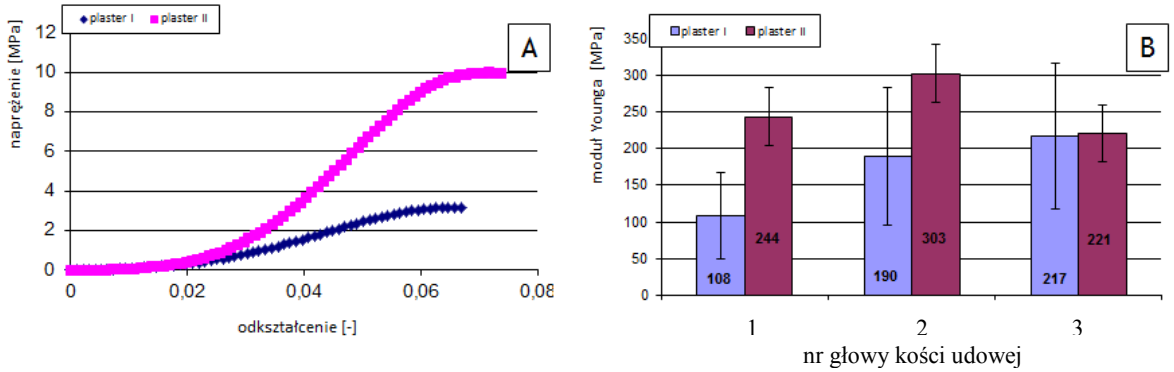
3. WYNIKI

Wartość gęstości hydrostatycznej tkanki kostnej gąbczastej dla każdej z głów zawiera się w zakresie od 1,055 do 1,409 g/cm^3, natomiast wartość gęstości pozornej zawiera się w zakresie od 0,757 do 1,360 g/cm^3. We wszystkich analizowanych przypadkach gęstość hydrostatyczna ma wartość większą o 7-17% w porównaniu z gęstością pozorną (Rys. 7). Otrzymane wyniki wskazują, iż dla każdej głowy kości udowej wartości gęstości pozornej i hydrostatycznej są większe dla próbek wyciętych z regionu II.



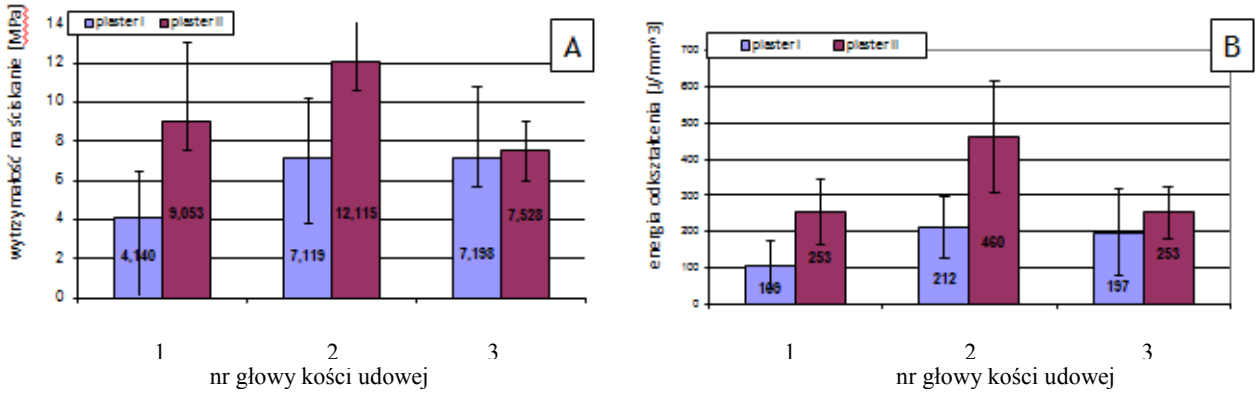
Rys. 7. A. Wartości gęstości hydrostatycznej dla próbek tkanki kostnej osteoartrotycznej, przygotowanych z plastra I oraz plastra II, B. Porównanie wartości gęstości hydrostatycznej dla próbek tkanki kostnej osteoartrotycznej, przygotowanych z plastra I

Charakter krzywych naprężenie – odkształcenie zmienia się w zależności od głowy i regionu, z którego przygotowano próbki (Rys. 8), co powoduje duże zróżnicowanie w wartościach parametrów mechanicznych. Najwyższe wartości wytrzymałości na ściskanie uzyskano dla próbek tkanki kostnej gąbczastej przygotowanych z regionu II (o 34% w stosunku do próbek wyciętych z regionu I). Próbki te posiadają najwyższe wartości modułu Young'a oraz najwyższe wartości energii odkształcenia (Rys. 9).



Rys. 8. A. Przykładowe krzywe naprężenie – odkształcenie dla próbek tkanki kostnej osteoartrotycznej, B. Porównanie wartości modułu Young'a dla próbek tkanki kostnej osteoartrotycznej, przygotowanych z plastra I oraz plastra II

Na podstawie uzyskanych wyników można stwierdzić, iż istnieje wysoka korelacja pomiędzy gęstością hydrostatyczną, a modułem Young'a (R^2 = 0,53). W przypadku gęstości pozornej korelacja ta jest słabsza i wynosi R^2 = 0,49.



Rys. 9. A. Wartości wytrzymałości na ściskanie dla próbek tkanki kostnej osteoartrotycznej, przygotowanych z plastra I i II oraz B. Wartości energii odkształcenia dla próbek tkanki kostnej osteoartrotycznej, przygotowanych z plastra I i II

4. WNIOSKI I DYSKUSJA

W niniejszej pracy przedstawiono wyniki badań eksperymentalnych, których celem było wyznaczenie parametrów mechanicznych tkanki kostnej gąbczastej osteoartrotycznej pochodzącej z głów kości udowej pacjentów, zakwalifikowanych do zabiegu alloplastyki stawu biodrowego.

Na podstawie otrzymanych wyników, można stwierdzić, iż istnieje duże zróżnicowanie w wartościach parametrów mechanicznych. W każdym z analizowanych przypadków, próbki przygotowane z rejonu II posiadają wyższe parametry mechaniczne w stosunku do próbek wyciętych z warstwy podchrzęstnej, podczas gdy wyniki badań zdrowej tkanki kostnej, prezentowane przez innych autorów [2][3][4][5][7], pokazują, iż to tkanka kostna pochodząca z warstwy podchrzęstnej charakteryzuje się wyższą wartością gęstości oraz większą wytrzymałością. Ponadto, próbki tkanki kostnej przygotowane z warstwy podchrzęstnej posiadają najniższą wartość energii odkształcenia, co świadczy o ich dużej kruchości. Rozrzut uzyskanych wyników może świadczyć o różnym stopniu zaawansowania choroby zwyrodnieniowej u poszczególnych pacjentów oraz może być spowodowany obecnością zmian patologicznych. Niższa wartość wytrzymałości próbek wyciętych z warstwy podchrzęstnej, może dowodzić, iż doszło do zmineralizowania tkanki kostnej, co w konsekwencji prowadzi do wzrostu kruchości i obniżenia wytrzymałości. Tezę tę należałoby potwierdzić poprzez dodatkowe badania np. składu chemicznego tkanki kostnej. W celu uzyskania pełniejszego opisu rozwoju zmian zwyrodnieniowych w rejonie stawu biodrowego człowieka należałoby przeprowadzić również badania strukturalne i histologiczne tkanki kostnej. Uzyskanie modelu opisującego powstawanie i rozwój zmian patologicznych w tkance kostnej, mogłoby przyczynić się do udoskonalenia metod diagnostycznych oraz metod leczenia choroby zwyrodnieniowej.

PODZIĘKOWANIE

Niniejsza praca stanowi część projektu badawczego N N518 505139 pt.: „*Wpływ procesów mineralizacji tkanki kostnej na patomechanizm choroby zwyrodnieniowej stawu biodrowego*”.

LITERATURA

[1] An Y.H., Mechanical testing of bone and bone implant interface, CRC Press LLC, 2000
[2] Burr D.B., Forwood M.R., Fyhrie D.P., Martin R.B., Schaffler M.B., Turner C.H., Bone microdamage and skeletal fragility in osteoporotic and stress fractures, Journal of Bone Mineral Research, Vol. 12, 1997, pp. 6 –15
[3] Bayraktar H.H., Morgan E.F., Comparasion of the elastic properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue, Journal of Biomechanics, Vol. 37, 2004, pp. 27-35
[4] Deliganni D. D., Tanner K. E., Mechanical behaviour of trabecular bone of the human femoral head in females, Journal of Material Science: Materials in Medicine 2, 1991, pp. 168-175
[5] Nikodem A., Bedziński R., Mechanical and structural anisotropy of human cancellous femur bone, Journal of Vibroengineering, 2009, Vol. 11, No. 3, pp. 571-576
[6] Nikodem A., Ścigała K., Impact of some external factors on the values of mechanical parameters determined in tests on bone tissue, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 12, 2010, pp. 85-93
[7] Schoenfeld C.M., Lautenschlager E.P., Mechanical properties of human cancellous bone in the femoral head, Medical and Biological Engineering, 1974, pp. 313-317

THE MECHANICAL PROPERTIES OF THE HUMAN PATHOLOGICAL TRABECULAR BONE

Summary. The puproses of this study were to evaluate the mechanical properties of human patological trabecular bone from adult human femoral heads removed during surgery for hip-joint replacement and to measure bone densities. The correlations between the mechanical properties and bone densities were also considered. The results showed that mechanical properties of the specimens from region II are higher than those obtained from region I. The correlation between the bone density and mechanical properties is high ($R^2 = 0,53$).

Monika LIPIŃSKA, studentka 1 Roku, Studia 3^{o}, Koło Naukowe Antropologii, Zakład Antropologii, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego, Warszawa
Radosław MICHALSKI, student 2 Roku, Studia 3^{o}, Koło Naukowe Antropologii, Zakład Antropologii, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego, Warszawa

ZMIANY MOCY I SKOCZNOŚCI U SIATKAREK W OKRESIE PRZYGOTOWAWCZYM

Streszczenie. Celem pracy było określenie zmian mocy kończyn dolnych i wysokości uniesienia środka masy ciała mierzonych w wyskokach CMJ i BCMJ na platformie dynamometrycznej u siatkarek w okresie przygotowawczym. W badaniach uczestniczyło 14 siatkarek. Pomiar mocy kończyn dolnych i wysokości uniesienia środka masy ciała przeprowadzono na platformie dynamometrycznej. Moc maksymalna uległa nieistotnemu zwiększeniu o 6,3% w CMJ i zmniejszeniu o 4,1% w BCMJ podczas gdy wysokość uniesienia środka masy ciała nie uległa zmianie w CMJ i zwiększyła się istotnie o 4,7% w BCMJ.

1. WSTĘP

W piśmiennictwie piłkę siatkową zalicza się do dyscyplin, w których wykorzystywane są metaboliczne drogi beztlenowe i tlenowe [4, 6, 15, 19, 24]. Od siatkarzy wymaga się doskonałego przygotowania fizycznego i taktycznego [6, 24]. Sprawność fizyczna siatkarzy zależy od siły, mocy i skoczności [19, 24]. Trening ukierunkowany na zwiększanie siły i prędkości, jako składowych mocy, jest często prowadzony oddzielnie. Zwiększenie maksymalnej siły lub prędkości czy obu tych czynników jednocześnie pod wpływem treningu poprawiało maksymalną moc mięśni [8, 9, 11, 17, 21]. W pracy Häkkinena [9] wykazano, że trening zawierający ćwiczenia z dużymi ciężarami, podczas których rozwija się okołomaksymalne wartości siły a relatywnie małe prędkości ruchu, poprawia przede wszystkim część krzywej zależności siła-prędkość (F-v), położonej w obszarze małych prędkości, natomiast ćwiczenia wykonywane z dużymi prędkościami i małą siłą wpływają na całą krzywą F-v. Natomiast Kanehisa i Miyashita [12] stwierdzili, że trening z dużymi ciężarami podnoszonymi w wolnym tempie prowadzi do zwiększenia siły maksymalnej i mocy w ruchach z małymi prędkościami, natomiast dynamiczne podnoszenie mniejszych ciężarów zwiększa siłę i moc w obszarze dużych prędkości.

Jednym z ważniejszych zagadnień kontroli treningu jest rejestracja obciążeń treningowych oraz diagnozowanie stanu wytrenowania zawodników. W piśmiennictwie jest bardzo dużo prac przedstawiających rejestrację obciążeń treningowych w rocznym cyklu szkoleniowym ale na ogół bez powiązania z kontrolą cech fizycznych [14]. Trening cech motorycznych u siatkarzy ma główne miejsce w okresie przygotowawczym. W okresie startowym główny nacisk położony jest na doskonalenie techniki i taktyki [7]. W literaturze przedmiotu większość prac dotyczy siatkarzy. W piśmiennictwie znaleziono tylko dwie prace opisujące zmiany cech motorycznych u siatkarek w rocznym cyklu treningowym [7, 18].

Celem pracy było określenie zmian mocy kończyn dolnych i wysokości uniesienia środka masy ciała mierzonych w maksymalnych wyskoków pionowych z miejsca poprzedzonych

ruchem ciała w dół (CMJ) i z rozbiegu (BCMJ) na platformie dynamometrycznej u siatkarek w okresie przygotowawczym.

2. METODYKA BADAŃ

W badaniach, po uzyskaniu akceptacji Senackiej Komisji Etyki Badań Naukowych Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, udział wzięło 14 siatkarek II ligowego klubu AZS AWF Warszawa. Charakterystyka badanych (n =14): wiek 21,8±1,6 lata, wysokość ciała 177,0±6,0 cm, masa ciała 72,0±7,5 kg (I pomiar), 72,8±7,4 kg (II pomiar), staż 8,9±3,3 lata). Masa ciała nie zmieniła się istotnie między pierwszym a drugim pomiarem.

Pomiar mocy kończyn dolnych i wysokości uniesienia środka masy ciała w wyskokach pionowych: z miejsca, z pozycji wyprostowanej poprzedzony ruchem ciała w dół (CMJ) i z rozbiegu (BCMJ) przeprowadzono na platformie dynamometrycznej ze wzmacniaczem połączonym za pomocą przetwornika analogowo-cyfrowego z komputerem z oprogramowaniem „MVJ v.3.4" („JBA" Zb. Staniak). Zastosowano model fizyczny, w którym układ masy ciała człowieka odbijającego się pionowo od platformy dynamometrycznej zredukowano do punktu materialnego, na który działają składowe pionowe sił zewnętrznych - siła ciężkości ciała i pionowa składowa sił reakcji platformy. Z zarejestrowanej siły reakcji podłoża wyliczono następujące parametry wyskoku: moc maksymalną (P_{max}) maksymalną wysokość uniesienia środka masy ciała (h) [2]. Każda zawodniczka wykonała sześć maksymalnych wyskoków pionowych, trzy z miejsca, z pozycji wyprostowanej poprzedzonej ruchem ciała w dół (CMJ) i trzy pojedyncze z 2-3 kroków rozbiegu (tzw. dojście lub naskok) (BCMJ) na platformie dynamometrycznej. Czas przerwy między wyskokami z miejsca wynosił 5 sekund a w wyskokach BCMJ ok. 1 minuty. Celem każdego rodzaju skoku było - wyskocz jak najwyżej. Do analizy wybierano wyskok, w którym osiągnięto najwyższą wysokość uniesienia środka masy ciała.

Rejestracja obciążeń treningowych (treningu siły) była oparta na zapisie stosowanym przez trenerów klubowych (liczba serii i powtórzeń). W analizowanym okresie badane wykonywały treningi zgodnie z zaleceniami trenera opracowane na podstawie pracy Trzaskomy i Trzaskomy [22].

W pierwszym etapie okresu przygotowawczego (16-26.08.2010) zawodniczki realizowały trening siłowy mający na celu wykształcenie lokalnej wytrzymałości siłowej. Każde wejście na siłownię poprzedzone było rozgrzewką w formie aerobiku, mające na celu rozgrzanie i przygotowanie organizmu do wysiłku. Dozowanie ćwiczeń: każda seria zasadnicza była poprzedzona serią rozgrzewkową z mniejszymi obciążeniami, a następnie: pierwszy trening 2 serie po 12 powtórzeń, drugi trening 3 serie po 12 powtórzeń, trzeci trening 4 serie po 12 powtórzeń, czwarty trening 5 serii po 11 powtórzeń i piąty trening 5 serii po 10 powtórzeń. Indywidualne obciążenie treningowe wynosiło 40-70% ciężaru maksymalnego (CM) w zależności od poszczególnych ćwiczeń. Metodą ćwiczeń na siłowni był trening obwodowy, gdzie zawodniczki wykonywały ćwiczenia na kolejnych stacjach. Przerwy pomiędzy stacjami były kilkudziesięciosekundowe, które wykorzystywane były na zmianę stacji, a pomiędzy obwodami przerwa wynosiła ok. 2-3 minuty. W tym etapie wykonywano następujące ćwiczenia:

1. Wyciskanie sztangi w leżeniu tyłem na poziomej ławce.
2. Unoszenie kończyn dolnych do pionu w leżeniu tyłem.
3. Wyciskanie sztangi z tyłu w pozycji siedząc.
4. Wspięcie na palce ze sztangą na barkach.
5. Zginanie kończyn dolnych w leżeniu przodem.

6. Ściąganie drążka w dół.
7. W leżeniu przodem, skłony tułowia w przód ze skrętem tułowia, kończyny dolne ugięte w stawie kolanowym.
8. Unoszenie tułowia w leżeniu przodem (tzw. „grzbiety").
9. Wypchnięcia kończynami dolnymi na suwnicy.
10. Prostowanie kończyn dolnych w stawach kolanowych.
11. Unoszenie ramion w bok w leżeniu przodem na ławeczce.
12. Uginanie przedramion ze sztangą (biceps).
13. Prostowanie przedramion na wyciągu górnym.
14. Podciąganie sztangi do klatki piersiowej w leżeniu przodem na wysokiej ławce.

W drugim etapie ćwiczeń na siłowni (07-30.09.2010) kształtowano siłę mięśniową. Jak poprzednio każdy trening poprzedzony był rozgrzewką w postaci aerobiku, a każda seria zasadnicza poprzedzona była rozgrzewkową z mniejszymi obciążeniami. Następujących 6 ćwiczeń:

1. podciąganie sztangi do klatki piersiowej w leżeniu przodem na wysokiej ławce,
2. wyciskanie sztangi w leżeniu tyłem na poziomej ławce,
3. przysiady ze sztangą na barkach,
4. podciąganie sztangi do brody w wąskim uchwycie w postawie stojącej,
5. opady tułowia ze sztangą na barkach w postawie stojąc,
6. mięśnie brzucha na przemian:

- *seria 1, 3, 5:* wznos kończyn dolnych w leżeniu tyłem na skośnej ławce,
- *seria 2, 4, 6:* w leżeniu tyłem, skłony tułowia w przód ze skrętem,

wykonywano oddzielnie, w podanej kolejności, a czas przerwy wypoczynkowej wynosił 2-2,5 minuty pomiędzy seriami. Zastosowane obciążenia treningowe przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Obciążenia treningowe (serie x liczba powtórzeń, obciążenie ok. 60% CM) w okresie 07-30.09.2010

Trening	Ćwiczenie (nr)					
(nr)	1	2	3	4	5	6
1-2	3x8	3x8	3x8	3x9	3x9	4x15
3-5	4x7	4x7	4x6	4x8	4x9	6x15
6-8	4x6	4x6	4x5	4x7	4x8	6x14
9-11	4x5	4x5	4x4	4x6	4x8	6x14

Pomiary kontrolne zostały wykonane w godzinach rannych przed rozpoczęciem okresu przygotowawczego (16.08.2010) i tydzień przed zakończeniem okresu przygotowawczego (29.09.2010) z powodu zbliżających się rozgrywek w dn. 09.10.2010.

W celu weryfikacji wyników badań zastosowano analizę wariancji (ANOVA). Istotność różnic między średnimi porównano post hoc – testem NIR Fischera. W przeprowadzonych analizach statystycznych poziom wartości $p<0,05$ przyjęto jako istotny. Wszystkie obliczenia wykonano programem STATISTICA™ (v. 9.0, StatSoft).

3. WYNIKI BADAŃ

Uzyskane rezultaty średnich wartości wysokości uniesienia środka masy ciała i mocy maksymalnych rozwijanych podczas maksymalnych wyskoków pionowych, z miejsca, z pozycji wyprostowanej poprzedzonej ruchem ciała w dół (CMJ) i z rozbiegu (BCMJ) na platformie dynamometrycznej przedstawiono w tabeli 2. Moc maksymalna kończyn dolnych rozwijana w wyskoku CMJ zwiększyła się nieistotnie między I i II pomiarem o 6,3% podczas gdy wysokość uniesienia środka masy ciała nie uległa zmianie. Moc maksymalna rozwijana w wyskoku BCMJ uległa nieistotnemu zmniejszeniu (4,1%). Zmianom mocy towarzyszyła istotna poprawa skoczności o 4,7%.

Tabela 2. Zmiany średnich wartości (±SD) wysokości uniesienia środka ciężkości masy ciała (h) i mocy maksymalnej (P_{max}) rozwijanej w wyskokach pionowych z miejsca, z pozycji wyprostowanej poprzedzone ruchem ciała w dół (CMJ) i z rozbiegu (BCMJ) u siatkarek

Zmienne,	I pomiar	II pomiar	R [%]
P_{maxCMJ} [W]	1605,4±178,3	1701,4±216,8	6,4
P_{maxCMJ}/masa [W/kg]	21,81±2,87	23,08±3,29	6,3
h_{CMJ} [m]	0,340±0,043	0,338±0,036	-0,1
$P_{maxBCMJ}$ [W]	2534,6±458,4	2427,4±443,3	-3,8
$P_{maxBCMJ}$/masa [W/kg]	34,39±6,26	33,04±7,15	-4,1
h_{BCMJ} [m]	0,412±0,046	0,432±0,55 [a]	4,7

R – procentowe różnice liczone względem I pomiaru; Pomiar I – przed rozpoczęciem okresu przygotowawczego, Pomiar II - bezpośrednio po zakończeniu okresu przygotowawczego; [a] - średnie różnią się istotnie względem I pomiaru, $p<0,05$.

4. WNIOSKI

Skoczność i moc maksymalną mięśni kończyn dolnych mierzy się podczas różnego typu wyskoków na platformie dynamometrycznej [2, 3, 20, 23]. W literaturze brak jednoznacznej opinii dotyczącej zmian mocy rozwijanej w wyskokach CMJ, BCMJ, DJ (drop jump) i SJ (squat jump) występujących po różnych typach treningów [1, 5, 13, 16]. W pracy Harrisa i wsp. [10] trening siły nie poprawił skoczności mierzonej w wyskoku CMJ, natomiast trening „mocy" poprawił skoczność w CMJ i w skoku w dal z miejsca. Natomiast w pracy Wilsona i wsp. [25] trening siły z obciążeniem optymalnym (obciążenie, przy którym rozwijano największą moc) spowodował istotnie większy wzrost h_{CMJ} (17,6%) i h_{SJ} (15,2%) w porównaniu z treningiem mocy (wzrost h_{CMJ} o 10,3% i h_{SJ} o 7,2%) podczas gdy trening siły z obciążeniem 90-100% CM spowodował istotny wzrost h_{CMJ} o 5,1% i h_{SJ} o 6,8%. W naszych badaniach trening siły z obciążeniem ok. 60% CM spowodował poprawę skoczności tylko w wyskoku z nabiegu (BCMJ) o 4,7%. W pracy Häkkinena [7] opisano wzrost wszystkich mierzonych cech motorycznych u siatkarek tylko do zakończenia pierwszej fazy rozgrywek. Uzyskane w naszej pracy zmiany skoczności i mocy są niejednoznaczne. Istotnemu zwiększeniu uległa skoczność w wyskoku z rozbiegu (BCMJ) podczas gdy w CMJ skoczność nie uległa zmianie. Odwrotne zmiany obserwowano dla mocy. Po okresie treningu siły moc w CMJ uległa nieistotnemu zwiększeniu a rozwijana w BCMJ nieistotnemu obniżeniu. Brak zmian skoczności w wyskoku CMJ stoi w sprzeczności z wynikami pracy Marques i wsp. [18], w której siatkarki poprawiły skoczność mierzoną w wyskoku CMJ o 3,8% po okresie przygotowawczym.

Podsumowując, w okresie przygotowawczym obserwowano istotną poprawę skoczności tylko w wyskoku z rozbiegu.

5. PODZIĘKOWANIE

Pracę wykonano w ramach projektu badawczego Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, numer projektu BW 67 i DS-150, finansowanego przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego.

LITERATURA

[1] Bruhn S., Kullmann N., Gollhofer A.: The effects of a sensorimotor training and a strength training on postural stabilization, maximum isometric contraction and jump performance. Int. J. Sports Med. 25(1), 2004, s. 56-60.
[2] Buśko K.: Analiza wpływu programów treningu o różnej strukturze intensywności na siłę i moc maksymalną mięśni kończyn dolnych człowieka. Studia i Monografie nr 109, Wydawnictwo AWF, Warszawa 2006.
[3] Buśko K., Rychlik R.: Zmiany mocy maksymalnej kończyn dolnych u kobiet pod wpływem treningu w systemie „power yoga". W: Kierunki doskonalenia treningu i walki sportowej – diagnostyka, A. Kuder, K. Perkowski, D. Śledziewski (Red.), tom 3, biblioteka PTNKF, Warszawa 2006, s. 179-181.
[4] Conlee R.K., McGrown C.M., Dalsky G.P., Robinson K.C.: Physiological effects of power volleyball. The Physician and Sportsmedicine, 10(2), 1982, s. 93-97.
[5] Fowler N.E., Trzaskoma Z., Wit A., Iskra L., Lees A.: The effectiveness of a pendulum swing for the development of the leg strength and counter-movement jump performance. J. Sports Sciences, 13, 1995, s. 101-108.
[6] Gonzáles C., Ureña A., Llop F., Garcia J.M., Martin A., Navarro F.: Physiological characteristics of libero and central volleyball players. Biol. Sport, 22(1), 2005, s. 13-27.
[7] Häkkinen K.: Changes in physical fitness profile in female volleyball players during the competitive season. J. Sports Med. Phys. Fitness, 33, 1993, s. 323-332.
[8] Häkkinen K., Komi P.V,. Alén M., Kauhanen H.: EMG, muscle fiber and force production characteristics during a 1 year training period in elite weight lifters. Eur. J. Appl. Physiol., 56, 1987, s.419-427.
[9] Häkkinen K.: Neuromuscular adaptation to strength training in men and women and strength athlete. In: C.P.Lee (Ed) 2nd International Conference on Weightlifting and Strength Training, Ipoh, Malyasia. Pro Muscle, Dept. of Education, 2000, s. 5-9.
[10] Harris G.L., Stone M.H., O'Bryant H.S., Proulch C.M., Johnson R.L.: Short-term performance effects of high power, high force, or combined weight-training methods. J. Strength Cond. Res., 14(1), 2000, s. 14-20.
[11] Jones K., Bishop P., Hunter G., Fleisig G.: The effects of varying resistance- training loads on intermediate- and high- velocity-specific adaptations. J. Strength Cond. Res., 15(3), 2001, s. 349-356.
[12] Kanehisa H., Miyashita M.: Specifity of velocity in strength training. Eur. J. Appl. Physiol., 52(1), 1983, s. 104-106.
[13] Kubo K., Yata H., Kanehisa H., Fukunaga T.: Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. Eur. J. Appl. Physiol., 96, 2006, s. 305-314.
[14] Kuder A., Perkowski K., Śledziewski D.: Kierunki doskonalenia treningu i walki sportowej – diagnostyka, tom 4, Studio AWP, Warszawa 2007, s. 18-50.

[15] Küntslinger U., Ludwig H., Stegeman J.: Metabolic changes during volleyball matches. Int. J. Sports Med., 8, 1987, s. 315-322.
[16] Kyröläinen H., Avela J., McBride J.M., Koskinen S., Andersen J.L., Sipila S., Takala T.E., Komi P.V.: Effects of power training on muscle structure and neuromuscular performance. Scand. J. Med. Sci. Sports, 15(1), 2005, s. 58-64.
[17] Linossier M.-T., Denis C., Dormois D., Geyssant A., Lacour J.R.: Ergometric and metabolic adaptation to a 5-s sprint training programme. Eur. J. Appl. Physiol., 67, 1993, s. 408-414.
[18] Marques M.C., Tillaar R., Vescovi J.D., González-Badillo J.J.: Changes in strength and power performance in elite senior female professional volleyball players during the in-season: a case study. J. Strength Cond. Res., 22(4), 2008, s. 1147-1155.
[19] Smith D.J., Roberts D., Watson B.: Physical, physiological and performance differences between Canadian national team and universiade volleyball players. J. Sports Sci., 10(2), 1992, s. 131-138.
[20] Staniak Z., Buśko K., Sitkowski D., Domaradzki J., Nosarzewski Z., Karpiłowski B.: Zmiany parametrów siłowo-szybkościowych kończyn dolnych u piłkarzy nożnych pod wpływem treningu w okresie przygotowawczym. W: Kierunki doskonalenia treningu i walki sportowej – diagnostyka, A. Kuder, K. Perkowski, D. Śledziewski (Red.), tom 2, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego, Warszawa 2005, s. 118-121.
[21] Stone M.H., O'Bryant H.S., McRoy L., Coglianese R., Lehmkuhl M., Schilling B.: Power and maximum strength relationships during performance of dynamic and static weighted jumps. J. Strength Cond. Res., 17(1), 2003, s. 140-147.
[22] Trzaskoma Ł, Trzaskoma Z.: System Powerball. Kompleksowy trening siłowy w piłce siatkowej. Polski Związek Piłki Siatkowej, 2000.
[23] Trzaskoma Z., Buśko K., Gajewski J.: Ocena stanu wytrenowania sportowców na podstawie pomiarów biomechanicznych. W: Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000, M. Nałęcz (Red.), Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacyjna. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, tom, 5, Warszawa 2004, s. 663-679.
[24] Viitasalo J.T., Rusko H., Pajala O., Rahkila P., Ahila M., Montonen H.: Endurance requirements in volleyball. Can. J. Appl. Sports Sci., 12, 1987, s. 194-201.
[25] Wilson G.J., Newton R.U., Murphy A.J., Humphries B.J.: The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. Med. Sci. Sports Exerc., 25(11), 1993, s. 1279-1286.

CHANGES OF POWER AND JUMPING SKILL IN FEMALE VOLLEYBALL PLAYERS DURING PREPARATORY PERIOD

Abstract. The aim of this study was to determine the changes of power of lower limbs and height of rise of the body mass center at CMJ and BCMJ jumps on the dynamometric platform of female volleyball players during preparatory period. Fourteen female volleyball players took part in this study. The measurement of lower limb power and height of rise of the body mass center was carried out on a dynamometric platform. Maximal power has nonsignificantly increased by 6.3% in CMJ, and decreased by 4.1% in BCMJ while height of rise of the body mass centre did not change in the CMJ and increased significantly by 4.7% in BCMJ.

Dorota MACKIEWICZ, inż., student kierunku Inżynieria Biomedyczna, Uniwersytet Zielonogórski, Zielona Góra
Tomasz KLEKIEL, dr inż. Zakład Inżynierii Biomedycznej, Instytut Budowy i Eksploatacji Maszyn, Wydział Mechaniczny, Uniwersytet Zielonogórski, Zielona Góra

KONCEPCJA URZĄDZENIA DO REHABILITACJI STAWU BIODORWEGO

Streszczenie Artykuł przedstawia projekt koncepcyjny urządzenia do rehabilitacji stawu biodrowego oraz analizę ruchu układu człowiek-maszyna pod kątem wykonywania wybranych ćwiczeń rehabilitacyjnych. Podstawowym celem stworzenia takiego urządzenia jest kontrola ruchu kończyny podczas ćwiczeń między innymi w zamkniętych łańcuchach izokinetycznych. Koncepcja urządzenia przewiduje kontrolę zarówno położenia jak i sił występujących w kolejnych ogniwach układu co w efekcie, przy odpowiednim sterowaniu, daje możliwość realizacji zarówno ćwiczeń biernych, czynnych jak i czynnych z oporem.

1. WPROWADZENIE

Problem niepełnosprawności pojawia się na całym świecie, wszędzie tam gdzie znajdują się ludzie. Na skutek choroby, nieszczęśliwego wypadku czy też nieprawidłowo podjętej decyzji można stracić sprawność i zdolność do samodzielnego życia. Kończyny dolne to elementy naszego ciała, które dźwigają cały jego ciężar i pozwalają na samodzielne poruszanie się człowieka. Funkcje te są spełnione dzięki mocnemu układowi organizmu jakim jest układ kostno-mięśniowy. Występujące zmiany patologiczne, a także różne schorzenia kończyn dolnych sprawiają, że zmniejsza się sprawność oraz zdolność poruszania się, prowadząc niejednokrotnie do trwałych zmian uniemożliwiające swobodne poruszanie się. W takich wypadkach celem usprawnienia kończyn dolnych jest zadbanie o przywrócenie im możliwie największej sprawności, potrzebnej do utrzymania równowagi niezbędnej na każdym etapie podczas chodu. Częstym powodem niepełnosprawności są choroby stawu biodrowego takie jak np. złamanie szyjki kości udowej czy choroba zwyrodnieniowa stawu [1]. Jednym z etapów leczenia takich schorzeń jest rehabilitacja.

Ruch, wysiłek fizyczny i wszystkie jego procesy wywierają korzystne działanie na funkcjonowanie całego organizmu człowieka. Pozytywnie oddziaływają na narządy, wzmacniają wytrzymałość mięśni i kości, poprawiają wydolność całego organizmu, a w tym także korzystnie działają na psychikę [2]. Brak ruchu negatywnie wpływa na funkcjonowanie organizmu, prowadząc do wielu niekorzystnych następstw. W wyniku długotrwałego unieruchomienia, często następują zaburzenia w funkcjonowaniu poszczególnych mięśni a także zmian w obrębie stawów. W celu minimalizacji niekorzystnych zjawisk towarzyszących procesowi leczenia, wprowadza się ćwiczenia odpowiednio dobrane do stanu zdrowia pacjenta i stopnia jego dysfunkcji. Wśród ćwiczeń można wyróżnić takie ćwiczenia jak: ćwiczenia bierne oraz czynne, a w tym ruchy czynnego zginania i prostowania stawu biodrowego lub też ćwiczenia w odciążeniu.

W przebiegu rehabilitacji medycznej w celach pomocniczych używane są inżynierskie pomoce techniczne. Stosuje się je do usprawniania leczniczego. W usprawnieniu ruchowym pomoce te mają bardzo różne funkcje. Stosowane są jako urządzenia odciążające czy też stabilizujące. W ich skład wchodzą bardzo szeroko zróżnicowane maszyny od bardzo prostych mechanizmów, aż po bardzo skomplikowane maszyny, nawet ze sterowaniem komputerowym i różno wariantowym oprogramowaniem [3].

Współczesny rozwój mechatroniki daje możliwość zwiększenia funkcjonalności już istniejących urządzeń oraz tworzenia nowych rozwiązań, dzięki czemu stało się możliwe wykorzystanie manipulatorów technicznych oraz robotów w rehabilitacji pacjentów z różnym stopniem uszkodzenia narządu ruchu [4].

W niniejszej pracy przedstawiono koncepcję urządzenia do rehabilitacji stawu biodrowego wskazując na korzyści wynikające z faktu stosowania tego rodzaju rozwiązania.

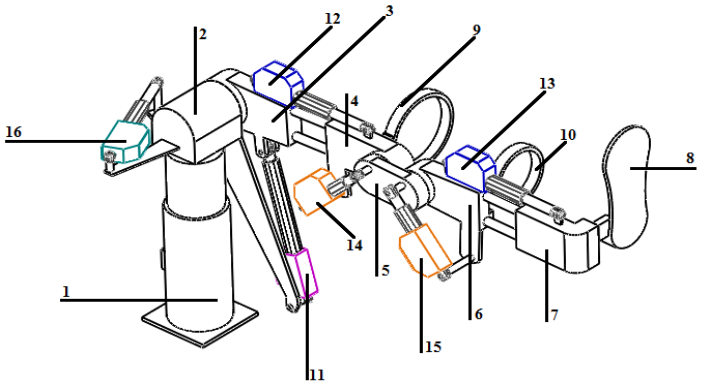
2. PROJEKT URZĄDZENIA

2.1 Założenia projektowe

Podstawowym założeniem do budowy urządzenia wspomagającego proces rehabilitacji jest to, że powinno ono umożliwiać uzyskanie zakresu ruchu kończyny zgodnego z ruchomością wynikającą z biomechaniki układu kostno-mięśniowego. Założono, że ćwiczenia realizowane przy użyciu manipulatora, powinny pozwolić na realizację ćwiczeń analogicznych do znanych ćwiczeń terapeutycznych stosowanych w rehabilitacji stawu biodrowego. Jedną z ważniejszych cech tego typu urządzeń powinna być uniwersalność, pod kątem zarówno realizowanych algorytmów ćwiczeń jak również pod kątem możliwości dostosowania aparatu do indywidualnych właściwości antropometrycznych pacjentów.

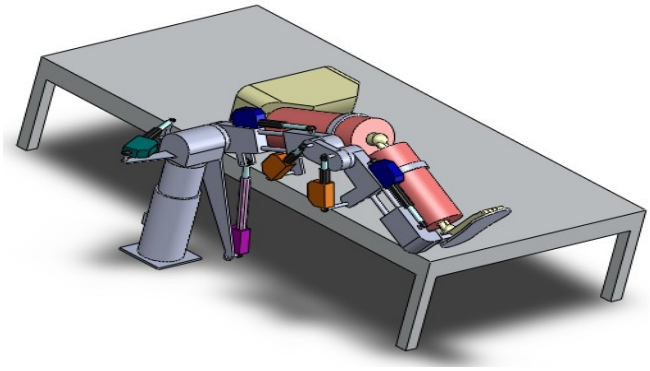
2.2 Budowa urządzenia

Wyniku szczegółowej analizy biomechaniki stawu biodrowego zaproponowano koncepcję urządzenia przedstawioną na rys. 1. Układ składa się z kolumny (1), która utrzymuje całą konstrukcję urządzenia oraz posiada możliwość regulacji wysokości. Dzięki takiemu rozwiązaniu możliwe jest dopasowanie wysokości manipulatora tak, aby główna oś obrotu pokrywała się z osią stawu biodrowego. Głowica skrętna (2) to kolejny element urządzenia, który służy do wykonywania ruchów obrotowych wokół osi kolumny. Ramię główne uda (3) posada jeden stopień swobody w postaci ruchu obrotowego, który to ruch jest zgodny z ruchem zgięcia kończyny. Element (3) łączy pozostałą część urządzenia z podstawą. Elementy (4), (5), (6) stanowią przegub „sztucznego kolana” umożliwiając ruch zgodny z ruchem kończyny w stawie kolanowym. Ramię końcowe (7) tworzy uchwyt dla sandała, którego zadaniem jest podtrzymanie stopy pacjenta podczas ćwiczeń. Opaski, udowa (9) i łydkowa (10), łączą nogę pacjenta z ramieniem manipulatora, zapewniając stabilność i gwarantując prawidłowe wykonywanie ćwiczeń. W proponowanym rozwiązaniu zastosowano napęd w postaci siłowników elektrycznych, które zapewniają ruch poszczególnych członów.



Rys. 1. Manipulator do rehabilitacji stawu biodrowego: 1-kolumna, 2-głowica skrętna, 3-ramię główne uda, 4-przegub udowy, 5-łącznik przegubów, 6-przegub łydkowy, 7-ramię końcowe, 8-sandał, 9-opaska udowa, 10-opaska łydkowa, 11- siłownik I, 12- siłownik II, 13- siłownik III, 14- siłownik IV, 15- siłownik V, 16- siłownik VI

Punkty mocowania siłowników oraz ich skok dobrano tak, aby zapewnić ruch zgodny z przyjętą w literaturze ruchomością stawów, dzięki czemu zabezpieczono układ przed niedopuszczalnymi, z anatomicznego punktu widzenia, położeniami kończyny.



Rys. 2. Stanowisko do rehabilitacji stawu biodrowego

Na potrzeby przeprowadzenia analiz dotyczących funkcjonalności urządzenia, stworzono fantom kończyny dolnej odzwierciedlając anatomiczne ruchy w stawach: biodrowym, kolanowym i skokowym. Dzięki temu uzyskano model współpracy pacjenta z maszyną. Ostateczny model stanowiska do rehabilitacji stawu biodrowego przedstawiono na rys. 2. Składa się z manipulatora oraz stołu lub ławki rehabilitacyjnej, na której leży pacjent (fantom).

3. ĆWICZENIA REALIZOWANE ZA POMOCĄ URZĄDZENIA

W celu dokonania analizy funkcjonalności urządzenia, zostały przeprowadzone symulacje wybranych ćwiczeń rehabilitacyjnych. Do analizy wybrano cztery przykładowe ćwiczenia, których przebieg, jest możliwy do wykonania na tym urządzeniu. Są to takie ćwiczenia jak:

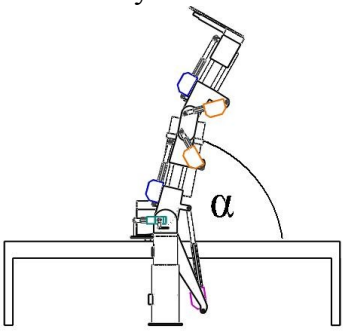
- zgięcie i wyprost w stawie biodrowym przy wyproście w stawie kolanowym – C1,
- przywodzenie stawu biodrowego– C2,
- odwodzenie stawu biodrowego– C3,
- zgięcie i wyprost stawu biodrowego przy zgięciu w stawie kolanowym– C4,

Założono, że ćwiczenia te są przeprowadzane w pozycji leżącej pacjenta. Taka pozycja zapewnia odpowiednie ułożenie oraz wygodę dla pacjenta, jak również daje możliwość wykonywania założonych zakresów ruchu.

W trakcie symulacji ćwiczeń odnotowywano położenia siłowników. Dokonano analizy funkcji każdego z siłowników, podczas ćwiczeń. Badanie ruchów w stawie biodrowym, odbywało się za pomocą sterowania jednym z sześciu siłowników w każdym z ćwiczeń. Pozostałe siłowniki miały możliwość swobodnego dopasowania się do aktualnego położenia kończyny. Ponieważ model kończyny nie przewidywał dyslokacji w stawach, można było założyć, że ruch wykonywany był poprawnie w osiach poszczególnych stawów. Symulacja ćwiczeń rozpoczynała się od pozycji wyjściowej, w której kończyna pacjenta była wyprostowana, a jej oś pionowa była równoległa do górnej płaszczyzny stołu.

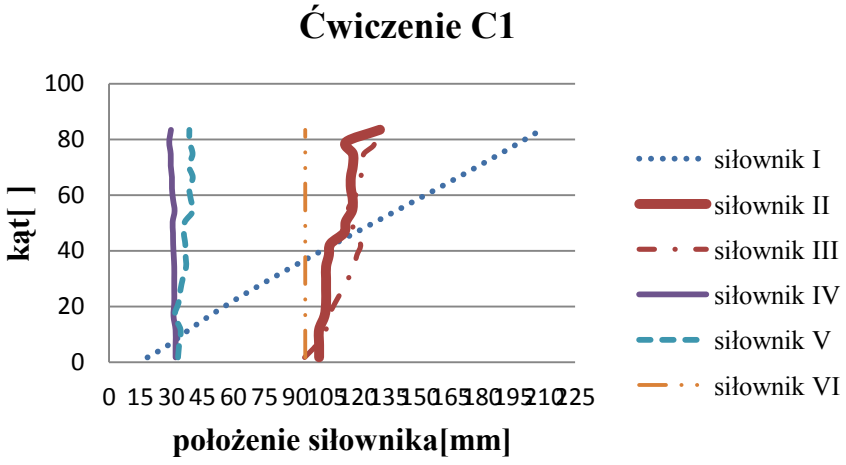
3.1 Zgięcie i wyprost w stawie biodrowym przy wyproście w stawie kolanowym – C1

Ćwiczenie C1 polega na podnoszeniu i opuszczaniu kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej. Ruch ten wykonywany jest dookoła osi poziomej ciała. Podczas wykonywania ćwiczeń, kończyna dolna pozostaje w pozycji wyprostowanej. Rys. 3. przedstawia położenie kończyny podczas wykonywania tego ćwiczenia. Kąt α oznaczony na rys. 3. oznacza kąt o jaki obraca się kończyna w stawie biodrowym w trakcie ćwiczeń.



Rys. 3. Ćwiczenie C1: Zgięcie i wyprost stawu biodorwego wyproście w stawie kolanowym

Na podstawie wyników symulacji stwierdzono, że podczas wykonywania tego ćwiczenia, osiągnięto zgięcie kończyny o kąt 83°. Jest to kąt odpowiadający zakresowi ruchów w stawie biodrowym (ok. 80°).



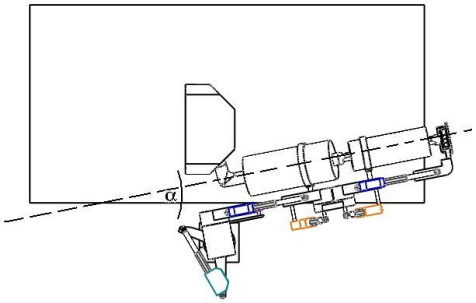
Rys. 4. Ruch siłowników podczas wykonywania ćwiczenia C1

Na wykresie (rys. 4) przedstawiono ruchy poszczególnych siłowników. Na podstawie analizy wykresu można stwierdzić, który siłownik odgrywa podstawową rolę w ruchu

wykonywanym podczas ćwiczenia. W tym przypadku jest to siłownik I odpowiedzialny za zgięcie i wyprost w stawie biodrowym. Należy zwrócić uwagę na pozostałe siłowniki (II i III) odpowiedzialne za dopasowanie manipulatora do długości kończyny w części uda (siłownik II) oraz podudzia (siłownik III). Wykonywane za ich pomocą przemieszczenia wskazują na to, że aby uzyskać ruchy w osi stawu biodrowego, musi nastąpić dopasowanie całego układu do kończyny podczas ruchu. Dzięki takiemu rozwiązaniu możliwa jest eliminacja efektów niedokładności pozycjonowania pacjenta względem manipulatora co w znaczny sposób uprasza procedurę przygotowania pacjenta do ćwiczeń.

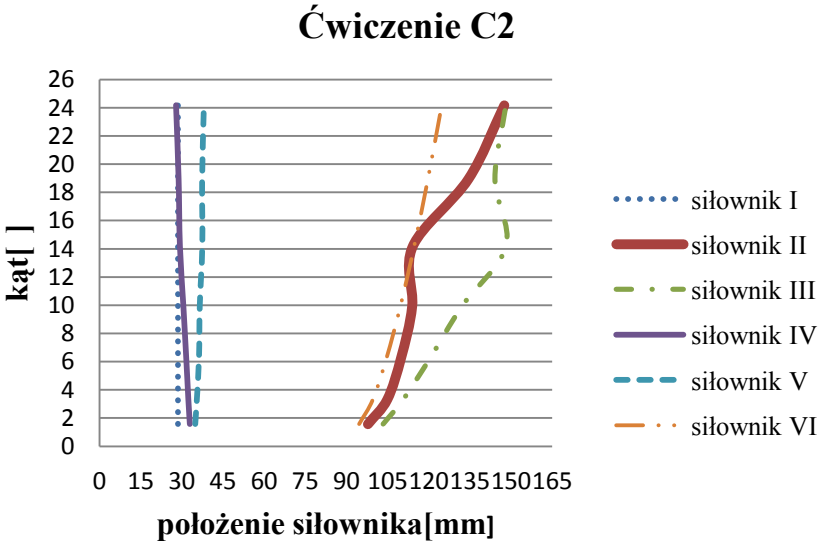
3.2 Przywodzenie stawu biodrowego – C2

Ćwiczenie C2 polega na przybliżaniu kończyny dolnej od osi pionowej ciała człowieka. Ruch ten wykonywany jest w płaszczyźnie czołowej dookoła osi strzałkowej ciała. Podczas wykonywania ćwiczeń kończyna dolna pozostaje w pozycji wyprostowanej. Rys. 5 przedstawia położenie kończyny podczas wykonywania tego ćwiczenia. Kąt α oznacza kąt jaki pokonuje staw biodrowy.



Rys. 5. Ćwiczenie C2: Przywodzenie w stawie biodorwym

Podczas analizy ćwiczenia C2 urządzenie sterowane było siłownikiem VI. Maksymalny kąt podczas ruchu przywodzenia (ok. 24°), osiągnięty podczas testu, okazał się nieco mniejszy od maksymalnego kąta jaki może wystąpić podczas przywodzenia w stawie biodrowym. Wynika to przede wszystkim z faktu, że oś obrotu manipulatora jest znacznie oddalona od osi obrotu w stawie biodrowym.

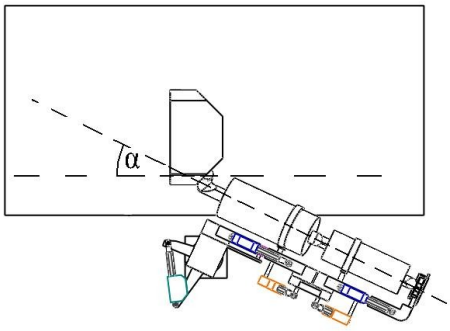


Rys. 6. Ruch siłowników podczas wykonywania ćwiczenia C2

Na rys. 6. przedstawiono wykres z którego wynika, który siłownik wykonuje podstawowy ruch w tym ćwiczeniu. Z oczywistych powodów jest to siłownik VI, odpowiadający za obrotowy w osi kolumny.

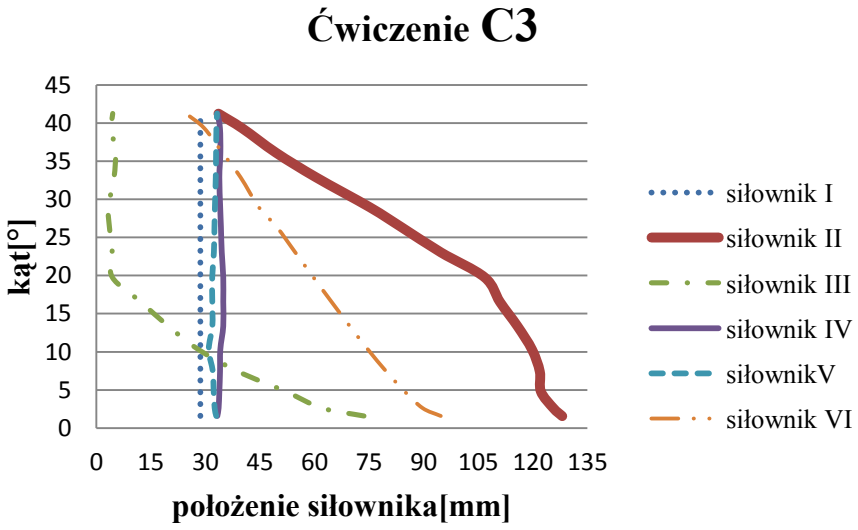
3.3 Odwodzenie stawu biodrowego – C3

Ćwiczenie C3 polega na oddalaniu kończyny dolnej od osi pionowej ciała człowieka. Ruch ten wykonywany jest w płaszczyźnie czołowej oraz dookoła osi strzałkowej stawu biodrowego. Podczas wykonywania ćwiczeń kończyna dolna pozostaje w pozycji wyprostowanej. Rys. 7 przedstawia ruch wykonywany podczas tego ćwiczenia. Kąt α oznacza kąt pomiędzy osią kończyny a osią pionową.



Rys. 7. Ćwiczenie C3: Odwodzenie w stawie biodorwym

W wyniku analizy danych otrzymanych podczas symulacji ćwiczenia C3 stwierdzono, że ruch odwodzenia wykonany został w pełnym zakresie ruchomości stawu (ok.41°). Podobnie jak w poprzednim ćwiczeniu, ruchowi głównemu - obrót wokół osi strzałkowej za pomocą siłownika VI, towarzyszyły ruchy pozostałych siłowników.

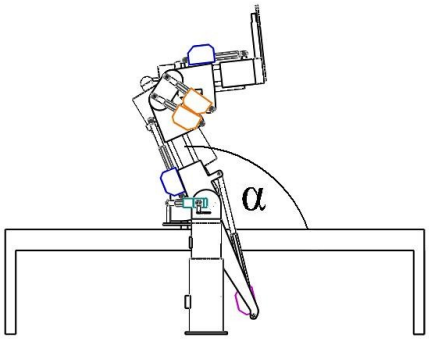


Rys. 8. Ruch siłowników podczas wykonywania ćwiczenia C3

Z analizy wykresu (rys. 8.) wynika, że siłownik VI, odpowiada w tym ćwiczeniu za ruch główny odwodzenia. Siłowniki II i III zmieniają swoją długość wskutek dopasowywania się manipulatora do ruchów kończyny.

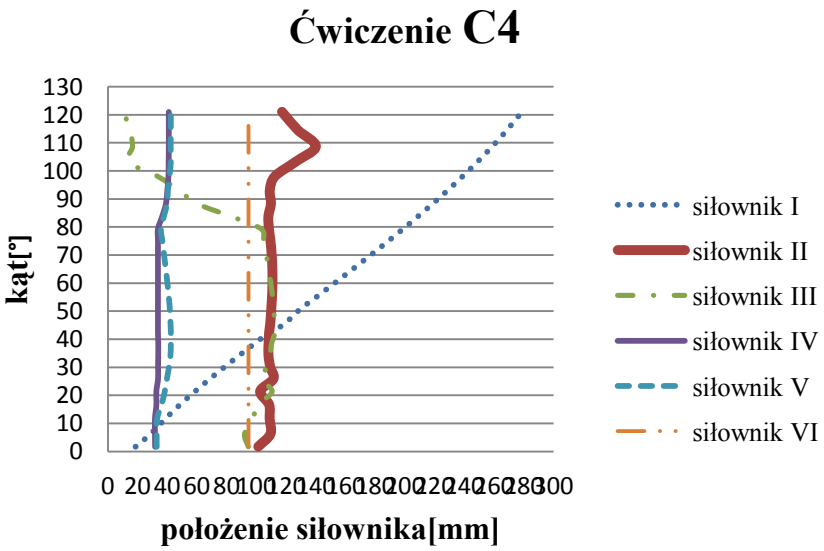
3.4 Zgięcie i wyprost stawu biodrowego przy zgiętym kolanie-C4

Ćwiczenie C4 polega na podnoszeniu i opuszczaniu kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej. Ruch ten wykonywany jest dookoła osi poziomej ciała. Podczas wykonywania tego ćwiczenia kończyna jest w pozycji zgiętej. Dzięki takiej pozycji zakres ruchu w stawie biodrowym zwiększa się, w porównaniu z ruchem kończyny dolnej w pozycji wyprostowanej. Rys. 9 przedstawia ruch wykonywany podczas tego ćwiczenia. Kąt α oznacza kąt jaki pokonuje staw biodrowy, podczas realizacji ćwiczenia.



Rys. 9. Ćwiczenie C4: Zgięcie i wyprost w stawie biodrowym przy zgięciu w stawie kolanowym

Symulację ćwiczenia C4 przeprowadzono poprzez zmianę długości siłownika I. Podczas testu osiągnięty kąt zgięcia w stawie biodrowym był na poziomie ok. 121°. Jest to kąt odpowiadający anatomicznemu zakresowi ruchów w stawie wynoszącym 120°.



Rys. 10. Ruch siłowników podczas wykonywania ćwiczenia C4

Na Rys. 10. przedstawiono wykres obrazujący ruchy poszczególnych siłowników. Siłownikiem który odgrywa podstawową rolę w ruchu wykonywanym podczas ćwiczenia C4, jest siłownik I. Siłownik ten umożliwia ruch kończyny w obu kierunkach co odpowiada zgięciu i wyprostowi w stawie biodrowym.

Z przebiegu symulacji tych czterech ćwiczeń wynikało, które spośród siłowników odgrywają podstawową rolę w ruchu. Zauważalny był również udział pozostałych członów łańcucha kinematycznego manipulatora, których napędy spełniały bardzo ważną rolę. Jak wynika z przeprowadzonych symulacji, ruch tych siłowników umożliwiał takie dopasowanie się manipulatora, aby uzyskać ruch w osi stawu.

4. PODSUMOWANIE

Na podstawie przeprowadzonych symulacji ćwiczeń stwierdzono, że zaproponowana koncepcja urządzenia spełnia założenia projektowe. Ruchy wykonywane w czasie ćwiczeń w trzech przypadkach w 100% pokrywają się z zakresem ruchów autonomicznych w stawie biodrowym. Ten fakt świadczy o tym, iż za pomocą urządzenia wykonanego na podstawie przedstawionego projektu jest możliwość przeprowadzenia ćwiczeń rehabilitacyjnych.

W wyniku analizy danych otrzymanych dzięki symulacji ruchu podczas ćwiczeń stwierdzono, że istotnym, z punktu widzenia działania całego układu urządzenie-człowiek, jest opracowanie metody sterowania ruchem. Uwzględnić tu należy kinematykę poszczególnych stawów tak aby manipulator powodował wykonanie zadanych ruchów w odpowiednich osiach stawu biodrowego. Dzięki temu możliwe będzie przeprowadzanie ćwiczeń osiowych, nie pozwalając na wykonywanie niebezpiecznych dla biomechaniki stawu biodrowego ruchów.

Na podstawie otrzymanych wyników na drodze symulacji można stwierdzić poprawne działanie urządzenia oraz spełnienie założeń projektowych. Jest to zatem koncepcja, która jest początkiem do stworzenia prototypu, dzięki któremu możliwe stanie się uzyskanie nowych możliwości dla osób wymagających rehabilitacji.

LITERATURA

[1] Malinowska K.: Kinezyterapia. gimnastyka lecznicza, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa, 1970.
[2] Kiwerski J.: Rehabilitacja medyczna, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2007.
[3] Dąbrowski J.R.: Inżynieria ortopedyczna i rehabilitacyjna. Wrocław :Wydawnictwo Politechniki Białostockiej.
[4] R. Będziński, K. Kędzior, J. Kiwerski, A. Morecki, K. Skalski, A. Wall, A. Wit: Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacji Tom. Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, 2000.
[5] Będziński R.: Biomechanika Inżynierska. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 1997.

CONCEPTUAL DESIGN OF DEVICE FOR THE HIP JOINT REHABILITATION

Summary. The article presents conceptual design facilities for the rehabilitation of the hip and the analysis of possible exercises to do with it. The primary objective of creating such a device is to control the movement of limbs during exercise, including exercises in isokinetic closed-chain. The concept of the device provides control of both position and forces acting in the downstream system in effect, with proper control, gives the possibility of implementing both passive and active exercises.

Dorota MACKIEWICZ, inż., student kierunku Inżynieria Biomedyczna, Uniwersytet Zielonogórski, Zielona Góra
Tomasz KLEKIEL, dr inż. Zakład Inżynierii Biomedycznej, Instytut Budowy i Eksploatacji Maszyn, Wydział Mechaniczny, Uniwersytet Zielonogórski, Zielona Góra

KONCEPCJA URZĄDZENIA DO REHABILITACJI STAWU BIODORWEGO

Streszczenie Artykuł przedstawia projekt koncepcyjny urządzenia do rehabilitacji stawu biodrowego oraz analizę ruchu układu człowiek-maszyna pod kątem wykonywania wybranych ćwiczeń rehabilitacyjnych. Podstawowym celem stworzenia takiego urządzenia jest kontrola ruchu kończyny podczas ćwiczeń między innymi w zamkniętych łańcuchach izokinetycznych. Koncepcja urządzenia przewiduje kontrolę zarówno położenia jak i sił występujących w kolejnych ogniwach układu co w efekcie, przy odpowiednim sterowaniu, daje możliwość realizacji zarówno ćwiczeń biernych, czynnych jak i czynnych z oporem.

1. WPROWADZENIE

Problem niepełnosprawności pojawia się na całym świecie, wszędzie tam gdzie znajdują się ludzie. Na skutek choroby, nieszczęśliwego wypadku czy też nieprawidłowo podjętej decyzji można stracić sprawność i zdolność do samodzielnego życia. Kończyny dolne to elementy naszego ciała, które dźwigają cały jego ciężar i pozwalają na samodzielne poruszanie się człowieka. Funkcje te są spełnione dzięki mocnemu układowi organizmu jakim jest układ kostno-mięśniowy. Występujące zmiany patologiczne, a także różne schorzenia kończyn dolnych sprawiają, że zmniejsza się sprawność oraz zdolność poruszania się, prowadząc niejednokrotnie do trwałych zmian uniemożliwiające swobodne poruszanie się. W takich wypadkach celem usprawnienia kończyn dolnych jest zadbanie o przywrócenie im możliwie największej sprawności, potrzebnej do utrzymania równowagi niezbędnej na każdym etapie podczas chodu. Częstym powodem niepełnosprawności są choroby stawu biodrowego takie jak np. złamanie szyjki kości udowej czy choroba zwyrodnieniowa stawu [1]. Jednym z etapów leczenia takich schorzeń jest rehabilitacja.

Ruch, wysiłek fizyczny i wszystkie jego procesy wywierają korzystne działanie na funkcjonowanie całego organizmu człowieka. Pozytywnie oddziaływają na narządy, wzmacniają wytrzymałość mięśni i kości, poprawiają wydolność całego organizmu, a w tym także korzystnie działają na psychikę [2]. Brak ruchu negatywnie wpływa na funkcjonowanie organizmu, prowadząc do wielu niekorzystnych następstw. W wyniku długotrwałego unieruchomienia, często następują zaburzenia w funkcjonowaniu poszczególnych mięśni a także zmian w obrębie stawów. W celu minimalizacji niekorzystnych zjawisk towarzyszących procesowi leczenia, wprowadza się ćwiczenia odpowiednio dobrane do stanu zdrowia pacjenta i stopnia jego dysfunkcji. Wśród ćwiczeń można wyróżnić takie ćwiczenia jak: ćwiczenia bierne oraz czynne, a w tym ruchy czynnego zginania i prostowania stawu biodrowego lub też ćwiczenia w odciążeniu.

W przebiegu rehabilitacji medycznej w celach pomocniczych używane są inżynierskie pomoce techniczne. Stosuje się je do usprawniania leczniczego. W usprawnieniu ruchowym pomoce te mają bardzo różne funkcje. Stosowane są jako urządzenia odciążające czy też stabilizujące. W ich skład wchodzą bardzo szeroko zróżnicowane maszyny od bardzo prostych mechanizmów, aż po bardzo skomplikowane maszyny, nawet ze sterowaniem komputerowym i różno wariantowym oprogramowaniem [3].

Współczesny rozwój mechatroniki daje możliwość zwiększenia funkcjonalności już istniejących urządzeń oraz tworzenia nowych rozwiązań, dzięki czemu stało się możliwe wykorzystanie manipulatorów technicznych oraz robotów w rehabilitacji pacjentów z różnym stopniem uszkodzenia narządu ruchu [4].

W niniejszej pracy przedstawiono koncepcję urządzenia do rehabilitacji stawu biodrowego wskazując na korzyści wynikające z faktu stosowania tego rodzaju rozwiązania.

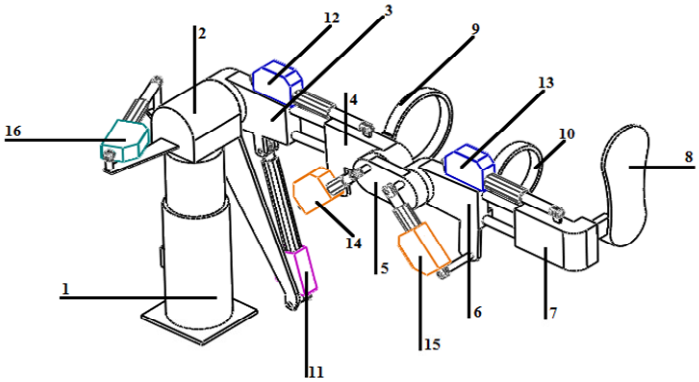
2. PROJEKT URZĄDZENIA

2.1 Założenia projektowe

Podstawowym założeniem do budowy urządzenia wspomagającego proces rehabilitacji jest to, że powinno ono umożliwiać uzyskanie zakresu ruchu kończyny zgodnego z ruchomością wynikającą z biomechaniki układu kostno-mięśniowego. Założono, że ćwiczenia realizowane przy użyciu manipulatora, powinny pozwolić na realizację ćwiczeń analogicznych do znanych ćwiczeń terapeutycznych stosowanych w rehabilitacji stawu biodrowego. Jedną z ważniejszych cech tego typu urządzeń powinna być uniwersalność, pod kątem zarówno realizowanych algorytmów ćwiczeń jak również pod kątem możliwości dostosowania aparatu do indywidualnych właściwości antropometrycznych pacjentów.

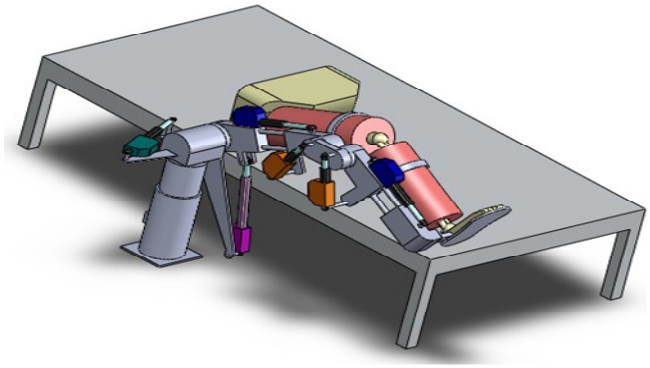
2.2 Budowa urządzenia

Wyniku szczegółowej analizy biomechaniki stawu biodrowego zaproponowano koncepcję urządzenia przedstawioną na rys. 1. Układ składa się z kolumny (1), która utrzymuje całą konstrukcję urządzenia oraz posiada możliwość regulacji wysokości. Dzięki takiemu rozwiązaniu możliwe jest dopasowanie wysokości manipulatora tak, aby główna oś obrotu pokrywała się z osią stawu biodrowego. Głowica skrętna (2) to kolejny element urządzenia, który służy do wykonywania ruchów obrotowych wokół osi kolumny. Ramię główne uda (3) posada jeden stopień swobody w postaci ruchu obrotowego, który to ruch jest zgodny z ruchem zgięcia kończyny. Element (3) łączy pozostałą część urządzenia z podstawą. Elementy (4), (5), (6) stanowią przegub „sztucznego kolana” umożliwiając ruch zgodny z ruchem kończyny w stawie kolanowym. Ramię końcowe (7) tworzy uchwyt dla sandała, którego zadaniem jest podtrzymanie stopy pacjenta podczas ćwiczeń. Opaski, udowa (9) i łydkowa (10), łączą nogę pacjenta z ramieniem manipulatora, zapewniając stabilność i gwarantując prawidłowe wykonywanie ćwiczeń. W proponowanym rozwiązaniu zastosowano napęd w postaci siłowników elektrycznych, które zapewniają ruch poszczególnych członów.



Rys. 1. Manipulator do rehabilitacji stawu biodrowego: 1-kolumna, 2-głowica skrętna, 3-ramię główne uda, 4-przegub udowy, 5-łącznik przegubów, 6-przegub łydkowy, 7-ramię końcowe, 8-sandał, 9-opaska udowa, 10-opaska łydkowa, 11- siłownik I, 12- siłownik II, 13- siłownik III, 14- siłownik IV, 15- siłownik V, 16- siłownik VI

Punkty mocowania siłowników oraz ich skok dobrano tak, aby zapewnić ruch zgodny z przyjętą w literaturze ruchomością stawów, dzięki czemu zabezpieczono układ przed niedopuszczalnymi, z anatomicznego punktu widzenia, położeniami kończyny.



Rys. 2. Stanowisko do rehabilitacji stawu biodrowego

Na potrzeby przeprowadzenia analiz dotyczących funkcjonalności urządzenia, stworzono fantom kończyny dolnej odzwierciedlając anatomiczne ruchy w stawach: biodrowym, kolanowym i skokowym. Dzięki temu uzyskano model współpracy pacjenta z maszyną. Ostateczny model stanowiska do rehabilitacji stawu biodrowego przedstawiono na rys. 2. Składa się z manipulatora oraz stołu lub ławki rehabilitacyjnej, na której leży pacjent (fantom).

3. ĆWICZENIA REALIZOWANE ZA POMOCĄ URZĄDZENIA

W celu dokonania analizy funkcjonalności urządzenia, zostały przeprowadzone symulacje wybranych ćwiczeń rehabilitacyjnych. Do analizy wybrano cztery przykładowe ćwiczenia, których przebieg, jest możliwy do wykonania na tym urządzeniu. Są to takie ćwiczenia jak:

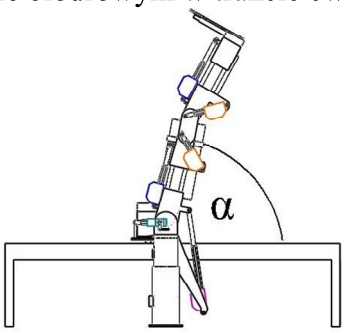
- zgięcie i wyprost w stawie biodrowym przy wyproście w stawie kolanowym – C1,
- przywodzenie stawu biodrowego– C2,
- odwodzenie stawu biodrowego– C3,
- zgięcie i wyprost stawu biodrowego przy zgięciu w stawie kolanowym– C4,

Założono, że ćwiczenia te są przeprowadzane w pozycji leżącej pacjenta. Taka pozycja zapewnia odpowiednie ułożenie oraz wygodę dla pacjenta, jak również daje możliwość wykonywania założonych zakresów ruchu.

W trakcie symulacji ćwiczeń odnotowywano położenia siłowników. Dokonano analizy funkcji każdego z siłowników, podczas ćwiczeń. Badanie ruchów w stawie biodrowym, odbywało się za pomocą sterowania jednym z sześciu siłowników w każdym z ćwiczeń. Pozostałe siłowniki miały możliwość swobodnego dopasowania się do aktualnego położenia kończyny. Ponieważ model kończyny nie przewidywał dyslokacji w stawach, można było założyć, że ruch wykonywany był poprawnie w osiach poszczególnych stawów. Symulacja ćwiczeń rozpoczynała się od pozycji wyjściowej, w której kończyna pacjenta była wyprostowana, a jej oś pionowa była równoległa do górnej płaszczyzny stołu.

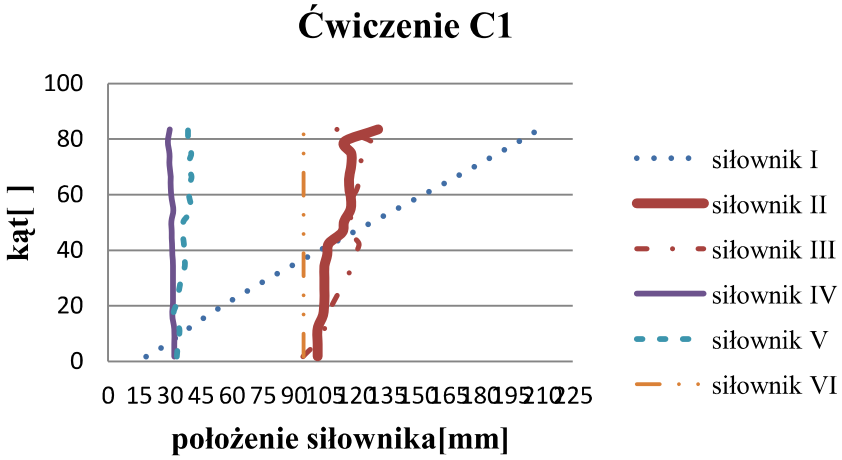
3.1 Zgięcie i wyprost w stawie biodrowym przy wyproście w stawie kolanowym – C1

Ćwiczenie C1 polega na podnoszeniu i opuszczaniu kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej. Ruch ten wykonywany jest dookoła osi poziomej ciała. Podczas wykonywania ćwiczeń, kończyna dolna pozostaje w pozycji wyprostowanej. Rys. 3. przedstawia położenie kończyny podczas wykonywania tego ćwiczenia. Kąt α oznaczony na rys. 3. oznacza kąt o jaki obraca się kończyna w stawie biodrowym w trakcie ćwiczeń.



Rys. 3. Ćwiczenie C1: Zgięcie i wyprost stawu biodorwego wyproście w stawie kolanowym

Na podstawie wyników symulacji stwierdzono, że podczas wykonywania tego ćwiczenia, osiągnięto zgięcie kończyny o kąt 83°. Jest to kąt odpowiadający zakresowi ruchów w stawie biodrowym (ok. 80°).



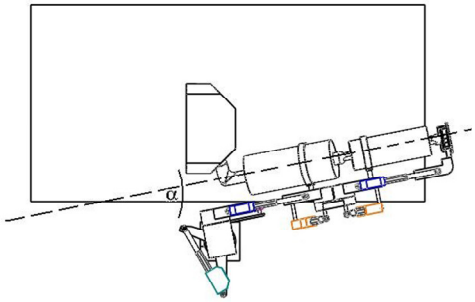
Rys. 4. Ruch siłowników podczas wykonywania ćwiczenia C1

Na wykresie (rys. 4) przedstawiono ruchy poszczególnych siłowników. Na podstawie analizy wykresu można stwierdzić, który siłownik odgrywa podstawową rolę w ruchu

wykonywanym podczas ćwiczenia. W tym przypadku jest to siłownik I odpowiedzialny za zgięcie i wyprost w stawie biodrowym. Należy zwrócić uwagę na pozostałe siłowniki (II i III) odpowiedzialne za dopasowanie manipulatora do długości kończyny w części uda (siłownik II) oraz podudzia (siłownik III). Wykonywane za ich pomocą przemieszczenia wskazują na to, że aby uzyskać ruchy w osi stawu biodrowego, musi nastąpić dopasowanie całego układu do kończyny podczas ruchu. Dzięki takiemu rozwiązaniu możliwa jest eliminacja efektów niedokładności pozycjonowania pacjenta względem manipulatora co w znaczny sposób uprasza procedurę przygotowania pacjenta do ćwiczeń.

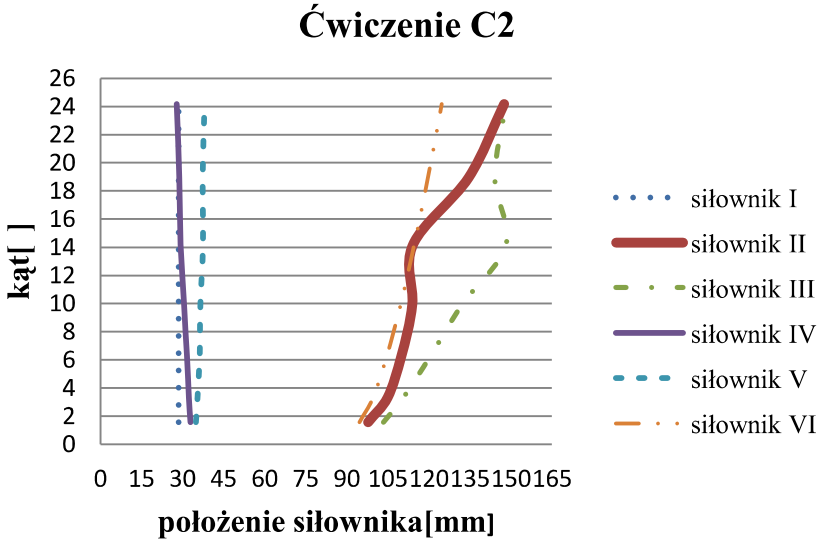
3.2 Przywodzenie stawu biodrowego – C2

Ćwiczenie C2 polega na przybliżaniu kończyny dolnej od osi pionowej ciała człowieka. Ruch ten wykonywany jest w płaszczyźnie czołowej dookoła osi strzałkowej ciała. Podczas wykonywania ćwiczeń kończyna dolna pozostaje w pozycji wyprostowanej. Rys. 5 przedstawia położenie kończyny podczas wykonywania tego ćwiczenia. Kąt α oznacza kąt jaki pokonuje staw biodrowy.



Rys. 5. Ćwiczenie C2: Przywodzenie w stawie biodorwym

Podczas analizy ćwiczenia C2 urządzenie sterowane było siłownikiem VI. Maksymalny kąt podczas ruchu przywodzenia (ok. 24°), osiągnięty podczas testu, okazał się nieco mniejszy od maksymalnego kąta jaki może wystąpić podczas przywodzenia w stawie biodrowym. Wynika to przede wszystkim z faktu, że oś obrotu manipulatora jest znacznie oddalona od osi obrotu w stawie biodrowym.

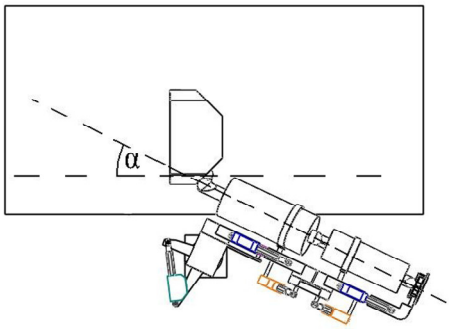


Rys. 6. Ruch siłowników podczas wykonywania ćwiczenia C2

Na rys. 6. przedstawiono wykres z którego wynika, który siłownik wykonuje podstawowy ruch w tym ćwiczeniu. Z oczywistych powodów jest to siłownik VI, odpowiadający za obrotowy w osi kolumny.

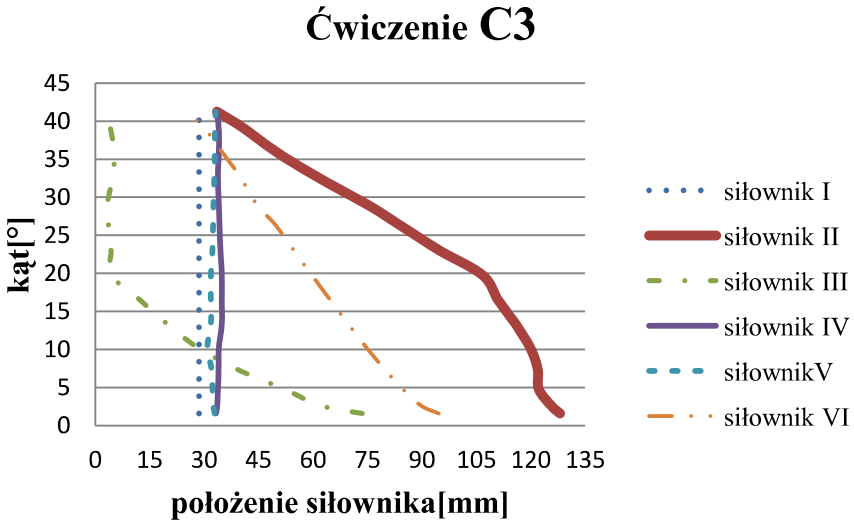
3.3 Odwodzenie stawu biodrowego – C3

Ćwiczenie C3 polega na oddalaniu kończyny dolnej od osi pionowej ciała człowieka. Ruch ten wykonywany jest w płaszczyźnie czołowej oraz dookoła osi strzałkowej stawu biodrowego. Podczas wykonywania ćwiczeń kończyna dolna pozostaje w pozycji wyprostowanej. Rys. 7 przedstawia ruch wykonywany podczas tego ćwiczenia. Kąt α oznacza kąt pomiędzy osią kończyny a osią pionową.



Rys. 7. Ćwiczenie C3: Odwodzenie w stawie biodorwym

W wyniku analizy danych otrzymanych podczas symulacji ćwiczenia C3 stwierdzono, że ruch odwodzenia wykonany został w pełnym zakresie ruchomości stawu (ok.41°). Podobnie jak w poprzednim ćwiczeniu, ruchowi głównemu - obrót wokół osi strzałkowej za pomocą siłownika VI, towarzyszyły ruchy pozostałych siłowników.

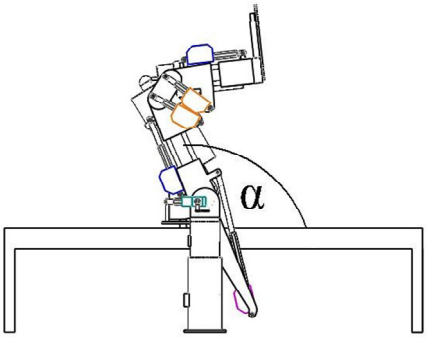


Rys. 8. Ruch siłowników podczas wykonywania ćwiczenia C3

Z analizy wykresu (rys. 8.) wynika, że siłownik VI, odpowiada w tym ćwiczeniu za ruch główny odwodzenia. Siłowniki II i III zmieniają swoją długość wskutek dopasowywania się manipulatora do ruchów kończyny.

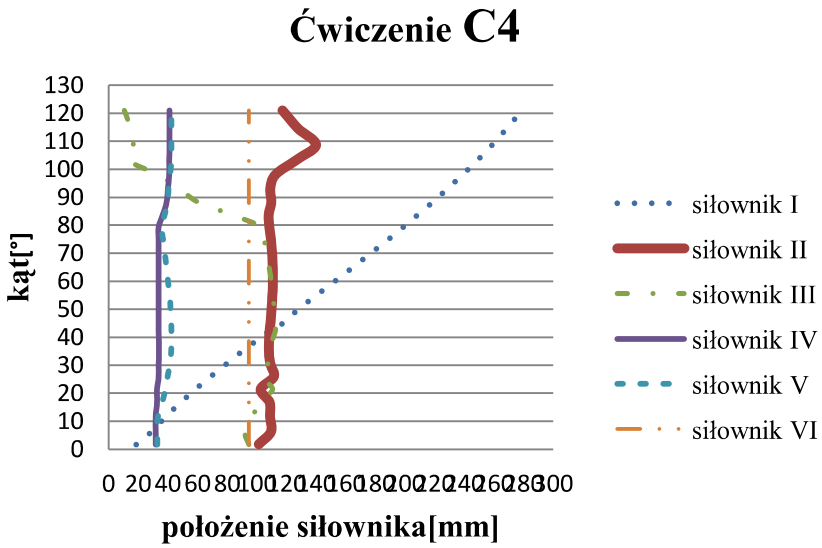
3.4 Zgięcie i wyprost stawu biodrowego przy zgiętym kolanie-C4

Ćwiczenie C4 polega na podnoszeniu i opuszczaniu kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej. Ruch ten wykonywany jest dookoła osi poziomej ciała. Podczas wykonywania tego ćwiczenia kończyna jest w pozycji zgiętej. Dzięki takiej pozycji zakres ruchu w stawie biodrowym zwiększa się, w porównaniu z ruchem kończyny dolnej w pozycji wyprostowanej. Rys. 9 przedstawia ruch wykonywany podczas tego ćwiczenia. Kąt α oznacza kąt jaki pokonuje staw biodrowy, podczas realizacji ćwiczenia.



Rys. 9. Ćwiczenie C4: Zgięcie i wyprost w stawie biodrowym przy zgięciu w stawie kolanowym

Symulację ćwiczenia C4 przeprowadzono poprzez zmianę długości siłownika I. Podczas testu osiągnięty kąt zgięcia w stawie biodrowym był na poziomie ok. 121°. Jest to kąt odpowiadający anatomicznemu zakresowi ruchów w stawie wynoszącym 120°.



Rys. 10. Ruch siłowników podczas wykonywania ćwiczenia C4

Na Rys. 10. przedstawiono wykres obrazujący ruchy poszczególnych siłowników. Siłownikiem który odgrywa podstawową rolę w ruchu wykonywanym podczas ćwiczenia C4, jest siłownik I. Siłownik ten umożliwia ruch kończyny w obu kierunkach co odpowiada zgięciu i wyprostowi w stawie biodrowym.

Z przebiegu symulacji tych czterech ćwiczeń wynikało, które spośród siłowników odgrywają podstawową rolę w ruchu. Zauważalny był również udział pozostałych członów łańcucha kinematycznego manipulatora, których napędy spełniały bardzo ważną rolę. Jak wynika z przeprowadzonych symulacji, ruch tych siłowników umożliwiał takie dopasowanie się manipulatora, aby uzyskać ruch w osi stawu.

4. PODSUMOWANIE

Na podstawie przeprowadzonych symulacji ćwiczeń stwierdzono, że zaproponowana koncepcja urządzenia spełnia założenia projektowe. Ruchy wykonywane w czasie ćwiczeń w trzech przypadkach w 100% pokrywają się z zakresem ruchów autonomicznych w stawie biodrowym. Ten fakt świadczy o tym, iż za pomocą urządzenia wykonanego na podstawie przedstawionego projektu jest możliwość przeprowadzenia ćwiczeń rehabilitacyjnych.

W wyniku analizy danych otrzymanych dzięki symulacji ruchu podczas ćwiczeń stwierdzono, że istotnym, z punktu widzenia działania całego układu urządzenie-człowiek, jest opracowanie metody sterowania ruchem. Uwzględnić tu należy kinematykę poszczególnych stawów tak aby manipulator powodował wykonanie zadanych ruchów w odpowiednich osiach stawu biodrowego. Dzięki temu możliwe będzie przeprowadzanie ćwiczeń osiowych, nie pozwalając na wykonywanie niebezpiecznych dla biomechaniki stawu biodrowego ruchów.

Na podstawie otrzymanych wyników na drodze symulacji można stwierdzić poprawne działanie urządzenia oraz spełnienie założeń projektowych. Jest to zatem koncepcja, która jest początkiem do stworzenia prototypu, dzięki któremu możliwe stanie się uzyskanie nowych możliwości dla osób wymagających rehabilitacji.

LITERATURA

[1] Malinowska K.: Kinezyterapia. gimnastyka lecznicza, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa, 1970.
[2] Kiwerski J.: Rehabilitacja medyczna, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2007.
[3] Dąbrowski J.R.: Inżynieria ortopedyczna i rehabilitacyjna. Wrocław :Wydawnictwo Politechniki Białostockiej.
[4] R. Będziński, K. Kędzior, J. Kiwerski, A. Morecki, K. Skalski, A. Wall, A. Wit: Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacji Tom. Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, 2000.
[5] Będziński R.: Biomechanika Inżynierska. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 1997.

CONCEPTUAL DESIGN OF DEVICE FOR THE HIP JOINT REHABILITATION

Summary. The article presents conceptual design facilities for the rehabilitation of the hip and the analysis of possible exercises to do with it. The primary objective of creating such a device is to control the movement of limbs during exercise, including exercises in isokinetic closed-chain. The concept of the device provides control of both position and forces acting in the downstream system in effect, with proper control, gives the possibility of implementing both passive and active exercises.

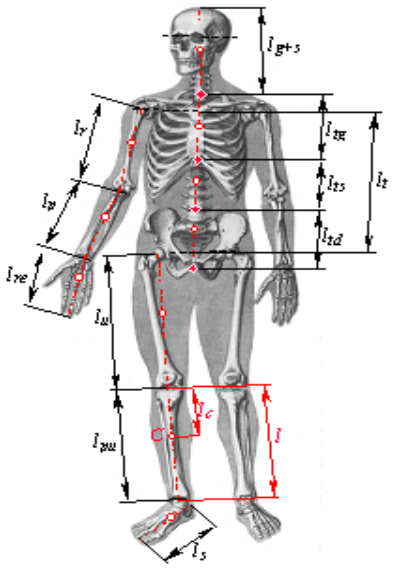
Zenon MAZUR, Krzysztof DZIEWIECKI, Wojciech BLAJER, Instytut Mechaniki Stosowanej i Energetyki, Wydział Mechaniczny, Politechnika Radomska

UWAGI O WYZNACZANIU DANYCH SOMATYCZNYCH CZŁOWIEKA DLA ZADAŃ SYMULACJI DYNAMICZNEJ

Streszczenie. Jakość uzyskiwanych wyników symulacji dynamicznej odwrotnej układów biomechanicznych jest wypadkową wielu czynników: adekwatności modelu matematycznego, poprawności algorytmu obliczeniowego, techniki pozyskiwania danych kinematycznych oraz precyzyjnej identyfikacji parametrów masowo-geometrycznych modelu. Niniejsza praca dotyczy tego ostatniego czynnika. Pokazane są różnice przy wyznaczaniu danych somatycznych zależnie od zastosowanej metody oraz formułowane wnioski o charakterze praktycznym.

1. WSTĘP

Zadania symulacji dynamicznej czynności motorycznych człowieka rozwiązywane są z wykorzystaniem modeli mięśniowo-szkieletowych, budowanych jako układy wieloczłonowe napędzane siłami mięśni. Jakość uzyskiwanych wyników symulacji numerycznej w dużej mierze zależy od precyzyjnej identyfikacji użytych danych somatycznych badanego osobnika (parametrów masowo-geometrycznych modelu). Dane te szacuje się zwykle na podstawie większej lub mniejszej liczby pomiarów bezinwazyjnych, wykorzystując metody/zależności opracowane na podstawie danych statystycznych dla pewnych grup reprezentatywnych lub wręcz jednego osobnika. Uzyskiwane tak dane, zależnie od metody, mogą cechować się dużą rozbieżnością, a wyniki symulacji numerycznej cechuje duży margines niepewności.



Rys. 1. Antropometryczny model ciała człowieka

Budowa modelu ciała człowieka (rys. 1) obejmuje jego podział na segmenty, traktowane jako ciała sztywne połączone przegubowo oraz zdefiniowanie odpowiedniej liczby mięśni (grup mięśni) szkieletowych odpowiedzialnych za realizację analizowanego ruchu. Dla takiego modelu zakres wymaganych danych somatycznych obejmuje:

- długości członów,
- masy członów, względne położenia środków mas członów i ich centralne momenty bezwładności,
- powierzchnie przekrojów fizjologicznych wyodrębnionych mięśni (grup mięśni),
- położenia punktów zaczepów mięśni,
- określenie linii (sposobu) działania sił mięśniowych z uwzględnieniem ramion ich działania względem osi obrotu w stawach.

Metodami bezinwazyjnymi bezpośrednio mierzone mogą być jedynie długości (niektórych) członów. Inne dane szacowane są z wykorzystaniem metod statystycznych na podstawie zmierzonych wysokości i masy ciała, a w metodach bardziej zaawansowanych – również szerokości, średnic lub obwodów ściśle określonych części ciała osobnika. Część danych jest też często przyjmowana bezpośrednio z literatury.

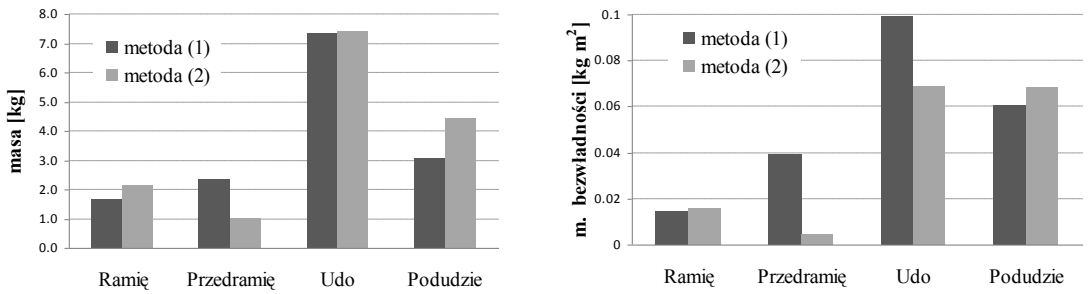
2. WYZNACZANIE DANYCH SOMATYCZNYCH

Przy wyznaczaniu parametrów masowo-geometrycznych ciała posługujemy się zwykle metodami (wzorami empirycznymi), które są wynikiem statystycznego opracowania danych doświadczalnych. Metody najprostsze wymagają podania jedynie masy i wysokości ciała (lub długości niektórych członów), a parametry masowo-geometryczne ustalane są na podstawie stałych współczynników. Metody bardziej zaawansowane wymagają dodatkowych pomiarów (np. obwody i średnice w ściśle określonych miejscach członów) koniecznych do obliczenia poszukiwanych wielkości. Odpowiednie wzory regresji i występujące w nich współczynniki podawane są w literaturze, na przykład [1-3] (obszerny przegląd tych metod zawarty jest też w pracy [4]).

Jako przykład, rozważono dwa często wykorzystywane sposoby szacowania parametrów masowo-geometrycznych ciała człowieka, opisane m.in. w pracy [1] (str. 598-605):

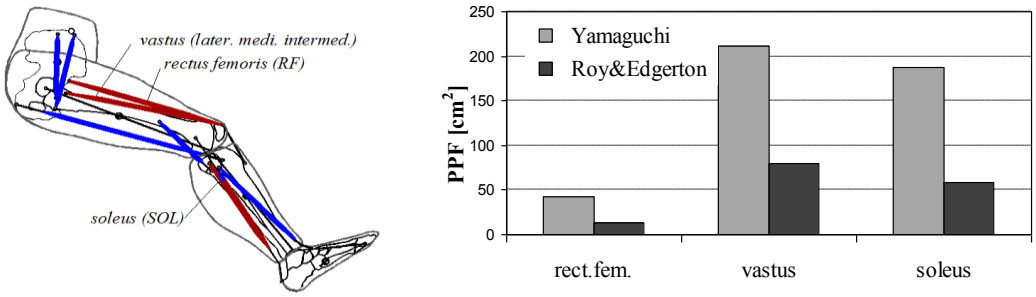
1) za pomocą liniowych wzorów regresji,
2) za pomocą nieliniowych wzorów regresji.

W obu wypadkach wymagane są pomiary masy ciała oraz długości członów i ich określonych (charakterystycznych) wymiarów. Suma mas członów obliczonych tymi metodami nie jest zwykle równa zmierzonej masie całkowitej, co wymusza odpowiednią (procentową) korektę wyników. Na rys. 2 zestawiono oszacowane tak parametry masowo-geometryczne wybranych członów osobnika płci męskiej o wysokości ciała 170 cm i masie 64 kg (zawodnik gimnastyki sportowej, członek kadry narodowej).



Rys. 2. Parametry inercyjne wybranych członów badanego osobnika szacowane metodami (1) i (2)

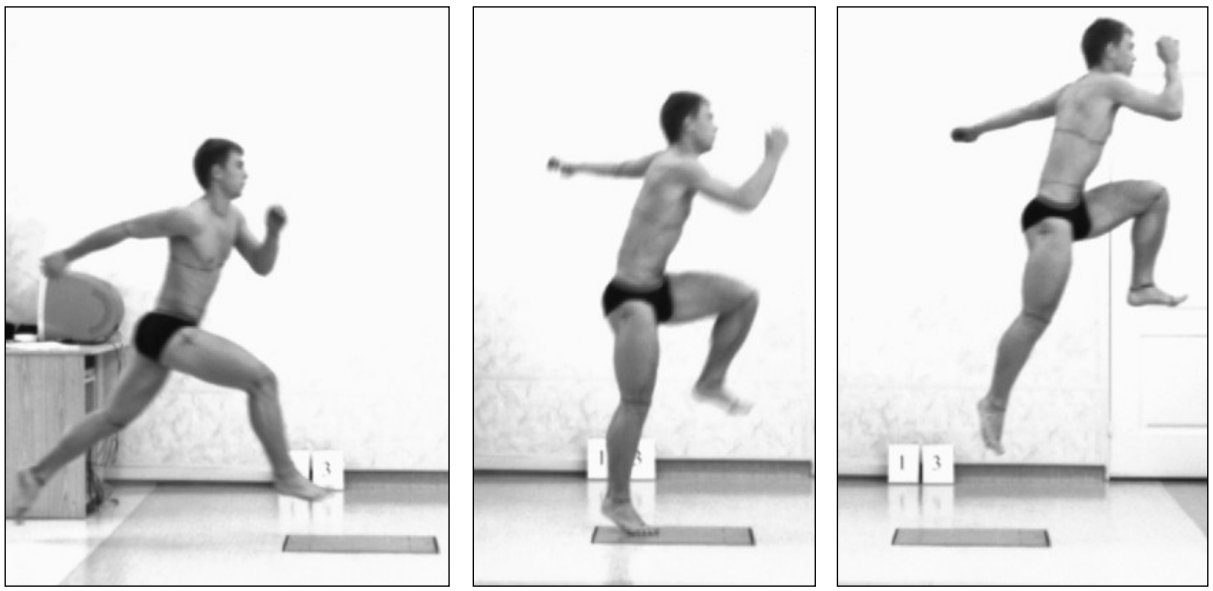
Wartości pól przekrojów fizjologicznych mięśni przyjmuje się zwykle w oparciu o dane literaturowe [1-4]. Rozrzut podawanych wartości jest często bardzo duży, co w zdecydowany sposób wpływa na uzyskiwane wyniki symulacji dynamicznej odwrotnej. Jako przykład, na rys. 3 podano wartości pól przekrojów fizjologicznych wybranych trzech mięśni kończyny dolnej uzyskane z dwu źródeł [3,7]. Dane te różnią się bardzo istotnie.



Rys. 3. Pola przekrojów fizjologicznych wybranych mięśni kończyny dolnej według dwu różnych źródeł

Położenia punktów zaczepów mięśni szacowane są również na podstawie danych literaturowych. Niewielki zmiany tych wartości (w granicach anatomicznie dopuszczalnych) okazują się mieć niewielki wpływ na wyniki symulacji dynamicznej odwrotnej [6]. Istotne znaczenia ma jednak określenie linii/sposobu działania sił mięśniowych, w tym ramion ich działania względem osi obrotu w stawach. Dane o wartościach tych promieni, zmiennych w funkcji kątów stawowych, czerpiemy z literatury [2,5].

3. WYBRANE WYNIKI SYMULACJI NUMERYCZNEJ



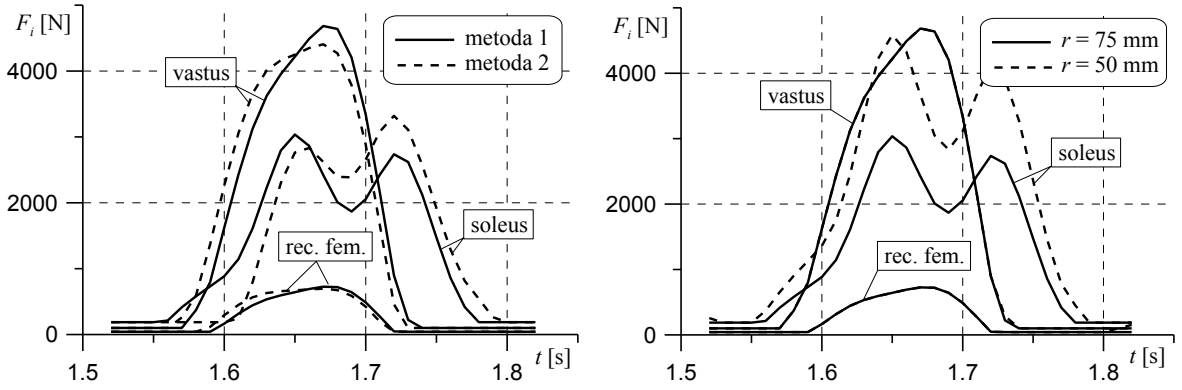
Rys. 4. Wybrane kadry z filmu rejestrującego naskok i odbicie z platformy dynamometrycznej

Dla oceny wpływu oszacowania danych somatycznych na wyniki symulacji dynamicznej odwrotnej posłużono się przykładem analizy naskoku i odbicia zawodnika z podłoża (rys. 4) – tu platformy dynamometrycznej, skupiając się na fazie kontaktu, podczas której obciążenie (prawej) kończyny dolnej jest relatywnie duże. Skok potraktowano jako ruch płaski (realizowany w płaszczyźnie strzałkowej), dla analizy którego posłużono się modelem

dynamicznym skaczącego opisanym w [8]. Charakterystyki kinematyczne dla analizowanego skoku uzyskano techniką filmową (układ przestrzennie rozstawionych kamer cyfrowych o częstotliwości 100 Hz). Uzyskane tak dane surowe poddano następnie odpowiedniej obróbce numerycznej (wygładzaniu) z zastosowaniem filtru SOI (skończonej odpowiedzi impulsowej) odpowiadającego metodzie ważonej średniej kroczącej, pozytywnie zweryfikowanego w pracy [9]. Ze względu na ograniczenia objętościowe, w niniejszej pracy zrezygnowano z pełnego opisu zbudowanego modelu matematycznego oraz algorytmu symulacji dynamicznej odwrotnej. Opis ten oraz inne istotne szczegóły czytelnik znajdzie w pracy [8].

Efektem prowadzonej symulacji dynamicznej odwrotnej są, między innymi, przebiegi sił mięśniowych w prawej kończynie dolnej podczas analizowanego naskoku i wyskoku. Poniżej pokazano różnice w wartościach oszacowanych sił mięśniowych wybranych trzech mięśni: dwu prostowników stawu kolanowego – *rectus femoris* oraz *vastus* (*later. medi. intermed.*) i jednego prostownika stawu skokowego – *soleus* (rys. 3). Wariant podstawowy obliczeń zakładał parametry masowo-geometryczne oszacowane metodą 1 (rys. 2), ramię działania ścięgna mięśnia *soleus* w stawie skokowym $r = 75\,\mathrm{mm}$ oraz przekroje fizjologiczne mięsni kończyny dolnej przyjęte za Yamaguchim [3]. Prezentowane wyniki symulacji dotyczą fazy lotu tuż przed lądowaniem ($t < .57\,\mathrm{s}$), fazę kontaktu z podłożem ($1.57\,\mathrm{s} < t < .74\,\mathrm{s}$) oraz krótką fazę lotu po odbiciu ($t > .74\,\mathrm{s}$).

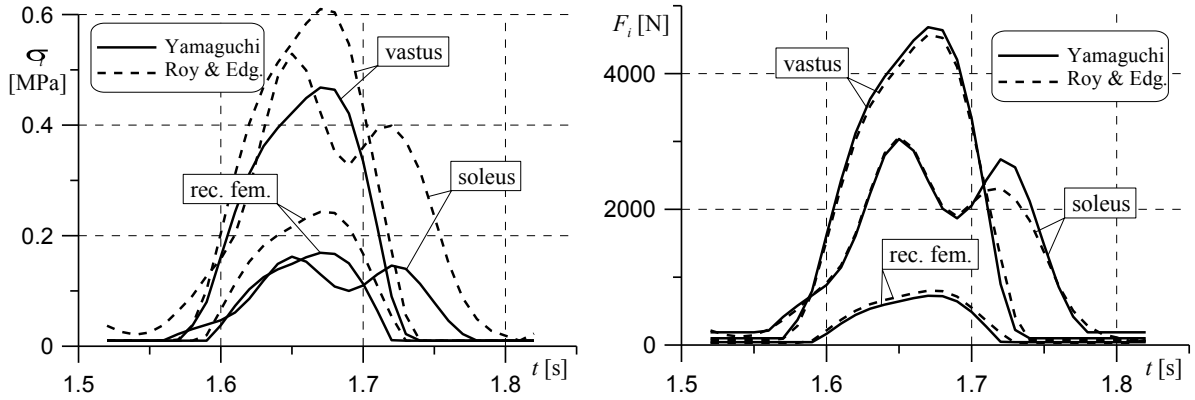
Na pierwszym wykresie rys. 5 pokazano różnice otrzymanych wartości sił mięśniowych w wybranych mięśniach dla danych masowo-geometrycznych obliczanych metodami 1 i 2. Jak widać, istotne różnice ilościowe dotyczą głównie mięśni *vastus* i *soleus*, nie zmieniając charakteru ich zmian. Charakterystyczne są przebiegi zmian siły w mięśniu *soleus* regulującego ruch stawu skokowego, osiągającej dwa ekstrema: pierwsze w fazie lądowania i drugie w fazie wybicia. Drugi wykres na rys. 5 pokazuje wpływ zmiany promienia działania mięśnia *soleus* w stawie skokowym. Z oczywistych względów wpływ tej zmiany uwidacznia się tylko w wartościach siły tego mięśnia, większych dla mniejszego promienia działania siły względem stawu skokowego. Zmiana tego promienia nie ma natomiast żadnego wpływu na wartości sił w prostownikach stawu kolanowego: *rectus femoris* oraz *vastus*.



Rys. 5. Wpływ oszacowanych parametrów masowo geometrycznych (metoda 1 i 2) promienia działania mięśnia *soleus* w stawie skokowym na wyniki symulacji dynamicznej odwrotnej

Wykresy na rys. 6 ilustrują zmiany naprężeń i sił w wybranych mięśniach otrzymane dla przekrojów fizjologicznych tych mięśni przyjętych według różnych źródeł: Yamaguchi [3] oraz Roy & Edgerton [7] (patrz rys. 3). Pierwszy wykres pokazuje wartości naprężeń, istotnie większych dla danych przyjętych według drugiego źródła (mniejsze przekroje fizjologiczne). Otrzymany wynik jest więc logiczny (w procesie obliczeniowym minimalizowana była suma kwadratów naprężeń w mięśniach prawej kończyny dolnej). Zmiany wartości przekrojów fizjologicznych mięśni okazują się mieć natomiast praktycznie niezauważalny wpływ na

wartości sił mięśniowych, odpowiedzialnych za generowanie odpowiednich momentów sił mięśniowych w stawach kończyny dolnej podczas analizowanego skoku.



Rys. 6. Wpływ przekrojów fizjologicznych wybranych mięśni kończyny dolnej przyjętych według różnych źródeł na wyniki symulacji dynamicznej odwrotnej

4. WNIOSKI

Studia literaturowe, zebrane doświadczenia oraz prezentowane w niniejszej pracy wyniki (a także inne nie pokazywane tu ze względów objętościowych), skłaniają autorów do sformułowania następujących wniosków i uwag.

- Istnieje duża rozbieżność danych somatycznych człowieka szacowanych na podstawie danych literaturowych.
- Dane somatyczne, a zwłaszcza przyjmowane pola przekrojów fizjologicznych (PPF) mięśni, są mocno niepewne.
- Wyniki symulacji dynamicznej odwrotnej, w tym wartości sił mięśniowych (naprężeń w mięśniach), silnie zależą od przyjętych danych somatycznych, a w szczególności od przyjętych PPF oraz ramion działania sił mięśniowych względem osi obrotu w stawach.
- Dla szacowania PPF wskazane byłoby korzystanie z metod bazujących na pomiarach pośrednich, tak jak przy wyznaczaniu parametrów masowo-geometrycznych.
- Wyniki symulacji dynamicznej odwrotnej mają zatem raczej charakter jakościowy niż ilościowy.

LITERATURA

[1] Zatsiorsky V.M., Kinetics of human motion, Human Kinetics, 2002.
[2] Winter D.A., Biomechanics and motor control of human movement, John Wiley & Sons, 2005.
[3] Yamaguchi G.T., Dynamic modeling of musculoskeletal motion, Kluwer, 2001.
[4] Tejszerska D. Świtoński E., Gzik M. (red.), Biomechanika narządu ruchu człowieka, Wydawnictwo Naukowe ITE-PIB, Radom, 2011.
[5] Fidelus K., Biomechaniczne parametry kończyn górnych człowieka, PWN, 1971.
[6] Blajer W., Czaplicki A., Dziewiecki K., Mazur Z., „Influence of selected modeling and computational issues on muscle force estimates", Multibody System Dynamics, 24, 2010, 473-492.
[7] Roy R.R., Edgerton V.R., „Skeletal muscle architecture and performance", in P.V. Komi (ed.), Strenth and power in sport, Blackwell, 1991, pp. 115-129.

[8] Blajer W., Dziewiecki K., Mazur Z., „Aspekty modelowania dynamiki ruchu człowieka dla zadań symulacji odwrotnej", Acta Mechanica et Automatica, Vol. 4, No. 2, 2010, pp. 17-24.
[9] Dziewiecki K., Mazur Z., Blajer W., „Uwagi o sposobach obróbki danych kinematycznych dla zadań symulacji dynamicznej odwrotnej układów biomechanicznych", Materiały 50 Sympozjonu „Modelowanie w Mechanice", Ustroń, 26 luty – 2 marca 2011, str. 55.

REMARKS ON ASSESSMENT OF HUMAN BODY PROPERTIES FOR INVERSE DYNAMICS SIMULATION

Summary. Quality of results from inverse dynamics simulation of biomechanical systems depends on many factors: adequacy of the mathematical model used, correctness of the computational schemes, precision of recorded kinematic data, and exactness of identified inertial and geometric parameters of the modeled body. The present paper is focused on the latter issue. Differences in the inertial and geometric parameters are shown when using various methods and sources from the literature, which vividly influence the (reported) results obtained from the inverse dynamics simulation.

Podziękowanie. Publikacja jest wynikiem pracy naukowej finansowanej przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego ze środków na naukę w latach 2010–2012, jako projekt badawczy Nr N N501 156438.

Radosław MICHALSKI, Zakład Biomechaniki, Instytut Sportu, Warszawa
Monika LIPIŃSKA, Zakład Antropologii, Katedra Antropologii i Biologii, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie

MAKSYMALNE MOMENTY SIŁ MIĘŚNIOWYCH ZAWODNIKÓW UPRAWIAJĄCYCH PIŁKĘ SIATKOWĄ I SIATKÓWKĘ PLAŻOWĄ

Streszczenie: w prezentowanej pracy dokonano porównania zawodników piłki siatkowej (n = 24) z siatkarzami plażowymi (n = 20), pod kątem osiąganych maksymalnych momentów sił mięśniowych, dla 10 zespołów mięśniowych. Badania przeprowadzono na specjalnych stanowiskach służących do pomiarów momentów sił w warunkach statyki. Badane grupy zawodników różniły się wysokością i masą ciała, jednak uzyskane wyniki pozwalają przypuszczać, iż zawodnicy obu dyscyplin charakteryzują się podobnymi wartościami względnej, maksymalnej siły mięśniowej i topografii momentów sił.

1. WSTĘP

Mimo oczywistego podobieństwa wymienionych w tytule dyscyplin, ich założenia treningowe różnią się między sobą [5]. Brakuje jednak jednoznacznych opinii wśród autorów opracowań naukowych odnośnie oceny tych różnic. Kwestią dyskusyjną jest pogląd, że realizacja planu treningowego swoistego dla jednej z tych dyscyplin, wyklucza osiągnięcie wysokiej formy i dobrego wyniku sportowego w drugiej. Różne podejścia treningowe muszą wynikać między innymi z różnic dotyczących samych warunków rozgrywek, jednak w dużej mierze były by też uzasadnione, gdyby zawodnicy obu dyscyplin różnili się istotnie warunkami fizycznymi, takimi jak siła mięśniowa. W literaturze brak jest badań oceniających różnice między tymi dyscyplinami pod innymi względami niż skoczność zawodników. Celem niniejszej pracy jest określenie potencjalnych różnic wartości maksymalnych momentów sił mięśniowych i procentowej topografii momentów sił mięśniowych u zawodników reprezentujących piłkę siatkową i siatkówkę plażową.

2. MATERIAŁ I METODY

W badaniach, po uzyskaniu akceptacji Komisji Etyki Badań Naukowych Instytutu Sportu, udział wzięło 20 siatkarzy plażowych (wiek 18,5±2,81 lat, wysokość ciała 190,0±5,35 cm, masa ciała 78,3±6,10 kg) i 24 zawodników piłki siatkowej (wiek 17,9±0,89 lat, wysokość ciała 197,4±6,22 cm, masa ciała 84,9±7,04 kg). Pomiary maksymalnych momentów sił mięśniowych przeprowadzono na specjalnych stanowiskach (producent „JBA" Zb. Staniak, Polska), które umożliwiają usytuowanie i stabilizację osoby badanej w celu zarejestrowania siły poszczególnych zespołów mięśni, przy wyeliminowaniu wspomagania innymi, aktualnie nie mierzonymi mięśniami. Zakres pomiarowy obu urządzeń wynosi 0-250 Nm i 0-1200 Nm odpowiednio dla stanowiska pomiarowego dla kończyn górnych i dla kończyn dolnych wraz z tułowiem. Dokładność pomiaru na obu stanowiskach wynosi 2 N, a zakres częstotliwości

próbkowania mieści się w zakresie od 0 do 5 Hz. Po 10 minutowej rozgrzewce, badana osoba przez 2-3 sekundy oddziałuje na dźwignię pomiarową siłą izometrycznego skurczu, rozwijanego przez mierzony zespół mięśni. Każdy pomiar był wykonywany tylko raz, przy czym przerwy między kolejnymi pomiarami wynosiły ok. 3 minut. Zastosowany w stanowisku specjalny element pomiarowy (momentomierz) umożliwia bez konieczności mierzenia długości ramienia działania siły zewnętrznej wyświetlanie na ekranie wzmacniacza tensometrycznego wyników pomiarów bezpośrednio w jednostkach momentu siły [N·m] w statyce dla zespołów mięśni zginających i prostujących kończyny w stawach: łokciowym, ramiennym, biodrowym i kolanowym oraz zginających i prostujących tułów [2]. Ta kolejność pomiarów stanowiła standard badań, i była przestrzegana dla każdej z badanych osób. Różnice międzygrupowe oceniano przy użyciu analizy wariancji (ANOVA/MANOVA), stosując test post hoc LSD. W przypadku nie spełnienia założeń o normalności rozkładu danych i jednorodności wariancji, stosowano analizę wariancji Kruskala-Wallisa. W przeprowadzonych analizach statystycznych poziom istotności $p<0,05$ przyjęto jako istotny.

3. WYNIKI

Badane grupy różniły się istotnie ($p<0,05$) pod względem masy i wysokości ciała. W tabeli 1 przedstawiono wartości sumy maksymalnych momentów sił mięśniowych prawej i lewej kończyny górnej, dolnej, tułowia oraz łącznie 10 zespołów mięśniowych, zawodników uprawiających piłkę siatkową i siatkówkę plażową. Cztery z sześciu zmiennych prezentowanych w tabeli 1 osiągały istotnie różne wartości w obu grupach. Jednak po przeliczeniu rezultatów na kilogram masy ciała, względne wartości sum maksymalnych momentów sił mięśniowych nie różnicowały badanych grup.

Tabela 7. Średnie wartości (±SD) sumy maksymalnych momentów sił mięśniowych [N·m] prawej (P) i lewej (L) kończyny górnej (SKG), dolnej (SKD), tułowia (ST) i wszystkich 10 zespołów mięśniowych (SUMA) siatkarzy plażowych i zawodników siatkówki plażowej

Momenty sił mięśniowych [N·m]			
Cecha	Siatkówka plażowa	Piłka siatkowa	Różnica [%]
SKGP	264,1±29,77	288,1±38,28*	9,1
SKGL	260,7±34,12	298,8±37,76*	14,6
SKDP	1073,3±119,29	1147,9±198,52	7,0
SKDL	1051,1±129,05	1151,7±209,28	9,6
ST	752,2±119,96	843,0±164,57*	12,1
SUMA	3401,3±362,76	3729,5±585,93*	9,6

* - średnie różnią się istotnie względem siatkarzy plażowych, $p<0,05$.

Tabela 8. Średnie wartości (±SD) sumy maksymalnych momentów sił względnych [N·m·kg^{-1}] prawej (P) i lewej (L) kończyny górnej (SKG), dolnej (SKD), tułowia (ST) i wszystkich 10 zespołów mięśniowych (SUMA) u siatkarzy plażowych i zawodników piłki siatkowej

Momenty względnych sił mięśniowych [N·m·kg^{-1}]			
Cecha	Siatkówka plażowa	Piłka siatkowa	Różnica [%]
SKGP	3,38±0,38	3,40±0,42	0,6
SKGL	3,34±0,42	3,53±0,42	5,8
SKDP	13,73±1,39	13,55±2,17	-1,3
SKDL	13,45±1,57	13,58±2,21	1,0
ST	9,62±1,42	9,93±1,76	3,2
SUMA	43,52±4,18	43,99±6,15	1,1

W tabeli 3 przedstawiono średnią, procentową topografię sum momentów sił mięśniowych dla lewej (L) i prawej (P) kończyny górnej (SKG), kończyny dolnej (SKD) i tułowia (ST) badanych zawodników. Podobnie jak w przypadku względnych momentów sił mięśniowych, wartości topografii nie różnią się istotnie w przedstawionych grupach.

Tabela 9. Średnie wartości (±SD) sumy procentowej topografii momentów sił mięśniowych prawej (P) i lewej (L) kończyny górnej (SKG), dolnej (SKD), tułowia (ST), obu kończyn górnych (KKG), obu kończyn dolnych (KKD) i wszystkich 10 zespołów mięśniowych (SUMA)

Topografia momentów sił mięśniowych [%]			
Cecha	Siatkówka plażowa	Piłka siatkowa	Różnica [%]
SKGP	7,8±0,60	7,8±0,80	0,0
SKGL	7,7±0,61	8,1±0,82	5,2
SKDP	31,6±1,57	30,7±1,54	-2,8
SKDL	30,9±1,71	30,8±1,65	-0,3
ST	22,1±2,43	22,6±2,71	2,3

4. DYSKUSJA

W literaturze brak jest doniesień o różnicach w sile mięśniowej i/lub topografii siły u zawodników uprawiających siatkówkę plażową i piłkę siatkową. Istniejące prace opisują jedynie różnice w cechach somatycznych i osiąganych rezultatach w różnego typu wyskokach [7,8], lub odnoszą się do pomiarów siły wybranych grup mięśniowych w celach diagnostycznych lub profilaktyki urazów mechanicznych [6]. Uzyskane wyniki pokazują, że siatkarzy charakteryzuje istotnie wyższa masa i wysokość ciała oraz bezwzględne wartości momentów sił mięśniowych w porównaniu z siatkarzami plażowymi. Jednak po przeliczeniu rezultatów na kilogram masy ciała różnice w sile mięśniowej okazały się nieistotne. Fidelus i Skorupski [4] sugerowali, że istnieje specyficzna topografia momentów sił mięśniowych u seniorów w zależności od uprawianej dyscypliny sportu. W przypadku obu grup siatkarzy stwierdzono podobną topografię momentów sił mięśniowych. Ponadto, wyniki badań Buśki [1] oraz Buśki i Staniaka [3], przeprowadzane na siatkarzach w rocznym i dwuletnim cyklu treningowym są zgodne z wartościami i topografią momentów sił mięśniowych

przedstawionymi w niniejszej pracy. Bardzo podobne wartości rejestrowanych i wyliczonych parametrów pozwalają nam przypuszczać, iż przedstawione dane są wysoce wiarygodne. Brakuje natomiast w literaturze danych z którymi można by porównać wyniki zarejestrowane dla siatkarzy plażowych, co jednocześnie stanowi obiecujący kierunek przyszłych badań. Zebrane dane mogą świadczyć o tym, że specyfika obu dyscyplin nie wpływa istotnie na cechy motoryczne, lecz jest raczej wynikiem różnic w cechach somatycznych.

LITERATURA

[1] Buśko K.: Zmiany maksymalnych momentów sił mięśniowych, mocy kończyn dolnych i wysokości uniesienia środka masy ciała u siatkarzy w rocznym cyklu treningowym. Kierunki Doskonalenia treningu i walki sportowej, Warszawa 2008; T. 5; s. 277-285.
[2] Buśko K., Nowak A.: Changes of maximal muscle torque and maximal power output of lower extremities in male judoists during training. Human Movement 9(2), 2008, s. 111-115.
[3] Buśko K., Staniak Z.: Changes of the maximal muscle torque of male volleyball players during training. Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej; Politechnika Śląska, Gliwice 2007; s. 47-50.
[4] Fidelus K., Skorupski L.: Wielkość momentów sił mięśniowych w poszczególnych stawach u zawodników różnych dyscyplin sportowych. Sympozjum Teorii Techniki Sportowej. Warszawa: 26-28.11.1968., Warszawa 1970, s. 128-140.
[5] Palao J.M., Gutiérrez D., Frideres J.E.: Height, weight, Body Mass Index, and age in beach volleyball players in relation to level and position. J Sports Med Phys Fitness 48(4), 2008, s. 466 – 471.
[6] Vedran H. et.al.: The isokinetic strength profile of quadriceps and hamstrings in elite volleyball players. Isocinetics & Exercise Science 18 (issue 1) 2010, s.31-37.
[7] Weiping S.: Research on improving the volleyball player's physical ability through beach volleyball training. Journal of Chengdu Physical Education Institute 04, 2004 (abstract).
[8] Ziv G., Lidor R.: Vertical jump in female and male volleyball players: a review of observational and experimental studies. Scandinavian journal of medicine & science in sports 20(4), 2010, s.556-567.

MAXIMAL MUSCLE TORQUES OF VOLLEYBALL AND BEACH VOLLEYBALL PLAYERS

Abstract: this study presents a comparison of volleyball (n = 24) and beach volleyball (n = 20) players, in terms of maximal muscle torques for 10 muscle groups. The measurements were taken on a specific mechanical stands that were designed and built for measuring muscle torques under isometric conditions. Body mass and body height differed in examined groups significantly; however obtained results suggest, that players of both disciplines rather have similar level of relative muscle strength and a strength distribution.

Robert MICHNIK[1], Jacek JURKOJĆ[1], Zdzisław RAK[2], Zbigniew PASZENDA[3], Wiesław RYCERSKI[4], Michał BACHORZ[5], Andrzej MICHNIK[5]
[1]Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska,
[2]Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska,
[3]Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Politechnika Śląska
[4]Górnośląskie Centrum Rehabilitacji Repty,
[5]Instytut Aparatury i Techniki Medycznej, Zabrze

ANALIZA KINEMATYCZNA WZORCÓW RUCHOWYCH STOSOWANYCH W REHABILITACJI KOŃCZYNY DOLNEJ

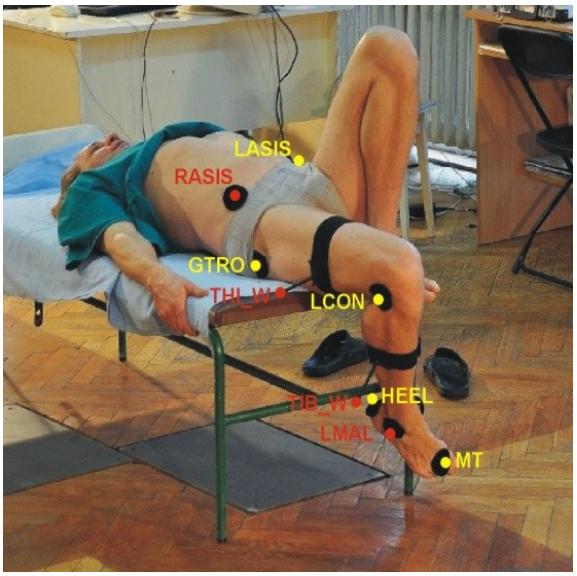
Streszczenie W ramach pracy przeprowadzono badania kinematyki ruchów terapeutycznych kończyny dolnej wykonywanych zgodnie z metodą PNF. W trakcie badań rejestrowano sekwencje ruchów wykonywanych przez specjalistę z dziedziny rehabilitacji metodą PNF.Analizę kinematyczną przeprowadzono z wykorzystaniem optoelektronicznego systemu do analizy ruchu APAS.

1. WSTĘP

Obecnie w rehabilitacji narządu ruchu stosowane są różne metody kinezyterapeutyczne dedykowane dla poszczególnych rodzajów schorzeń. W przypadku schorzeń o podłożu neurologicznym jedną z metod jest metoda PNF (Proprioceptive Neuromuscular Facilitation). Główną ideą PNF jest odbudowa czynności ruchowych prowadzona w oparciu o ruchy zbliżone do tych, które wykonuje się w życiu codziennym. W metodzie tej rezygnuje się z izolowanych ruchów w pojedynczych stawach i w typowych płaszczyznach. Opierając się na budowie anatomicznej człowieka PNF proponuje ruchy naturalne przebiegające trójpłaszczyznowo, prowadzone wzdłuż skośnych osi ruchu, które ze względu na swój przebieg stwarzają możliwość zaktywizowania największej liczby mięśni należących do tej samej grupy mięśniowej. Zgodnie ze skośnym przebiegiem większości mięsni szkieletowych za najważniejszy element ruchu uważana jest rotacja, która warunkuje siłę i koordynację wykonywanego ruchu [1, 6].
Mimo swych niewątpliwych zalet, metoda PNF posiada również swoje wady. W metodzie tej fizjoterapeuta musi być maksymalnie zaangażowany. Ćwiczenia wykonywane przez pacjenta są w znacznym stopniu wspomagane przez rehabilitanta, który trzymając kończynę rehabilitowanej osoby prowadzi ją zgodnie z tzw. wzorcami ruchowymi metody PNF. Mając to na uwadze zrodził się pomysł opracowania mechatronicznego urządzenia rehabilitacyjnego, które zastępowałoby pracę fizjoterapeuty poprzez zadawanie wzorców ruchowych. W jego realizację zaangażowany jest interdyscyplinarny zespół w skład, którego wchodzą pracownicy Politechniki Śląskiej, Instytutu Techniki i Aparatury Medycznej oraz Górnośląskiego Centrum Rehabilitacji w Reptach.
Niniejsza praca jest pierwszym etapem projektu, którego celem było przeprowadzenie analizy kinematycznej ruchów wykonywanych w metodzie PNF, dzięki czemu możliwe było poznanie struktury analizowanych ruchów oraz opracowanie wytycznych do projektowanego urządzenia.

2. METODYKA BADAŃ

W celu wyznaczenia kinematyki ruchów terapeutycznych zdecydowano się na wykorzystanie jednej z najbardziej rozpowszechnionych metod w biomechanice, metody fotogrametrycznej [2, 3, 4, 5]. Badania przeprowadzone zostały w Górnośląskim Centrum Rehabilitacji w Reptach. Specjalista z dziedziny rehabilitacji metodą PNF wykonywał wzorce ruchowe stosowane w tej metodzie, które były rejestrowane za pomocą 4 czterech kamer cyfrowych firmy Basler o częstotliwości próbkowania wynoszącej 100 Hz.
W charakterystycznych punktach antropometrycznych kończyny dolnej oraz miednicy rozmieszczone zostały odblaskowe markery zgodnie z metodyką opisaną przez Davisa [5].W przeprowadzonych badaniach markery rozmieszczono w następujących punktach ciała (rys. 1): MT – głowa kości śródstopia drugiego palca stopy, HEEL – pięta, LMAL – środek kostki bocznej, TIB_W – marker umieszczony na dziesięciocentymetrowej różdżce na podudziu, LCON – nadkłykieć boczny kości udowej, THI_W - marker umieszczony na dziesięciocentymetrowej różdżce na udzie, GTRO – krętarz większy kości udowej, RASIS – prawy kolec biodrowy przedni górny, LASIS – lewy kolec biodrowy przedni górny. Zarejestrowany przez kamery obraz przesyłany był do komputera, gdzie za pomocą modułów optoelektronicznego systemu do analizy ruchu APAS dokonano obróbki filmów i wyznaczono położenia markerów rozmieszczonych na ciele badanej osoby.



Rys.1. Rozmieszczenie markerów na ciele badanej osoby



Rys. 2. Schemat zastosowanego algorytmu obliczeń do analizy kinematyki ruchów kończyny dolnej

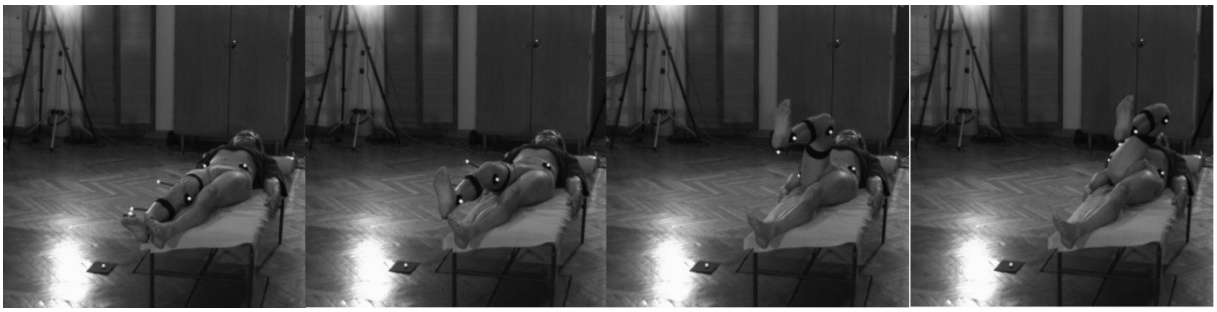
Ze względu na dużą obszerność wykonywanych ruchów, kamery zostały rozstawione w taki sposób, aby możliwe było dokładne wyznaczenie kinematyki kończyny dolnej. Uzyskane w systemie APAS przemieszczenia poszczególnych markerów były podstawą do wyznaczenia położeń środków stawów, a następnie położeń kątowych poszczególnych segmentów kończyny dolnej. Do wyznaczenia tych wielkości zastosowano metodykę opracowaną przez Davis'a. Na podstawie opracowanego algorytmu obliczeń (rys. 2) został przygotowany autorski program napisanym w środowisku Matlab, pozwalający na analizę ruchów kończyny dolnej.

3. WYNIKI BADAŃ

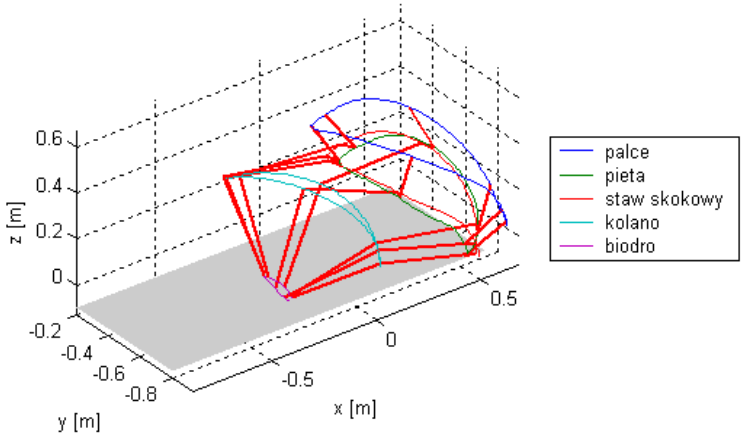
W trakcie badań zarejestrowano 9 schematów ruchowych, wykonywanych przez rehabilitanta-specjalistę z zakresu metod neurofizjologicznych. Wszystkie sekwencje zarejestrowano w pozycji leżącej i odpowiadały one wzorcom ruchowym zgodnym z metodą PNF. Na podstawie przyjętej metodyki badań dla zarejestrowanych ruchów wyznaczono:

- przemieszczenia liniowe (trajektorie) poszczególnych punktów antropometrycznych kończyny dolnej, na których rozmieszczono markery,
- przemieszczenia liniowe poszczególnych stawów kończyny dolnej,
- przemieszczenia kątowe miednicy oraz segmentów kończyny dolnej: uda, podudzia i stopy,
- prędkości kątowe segmentów kończyny dolnej.

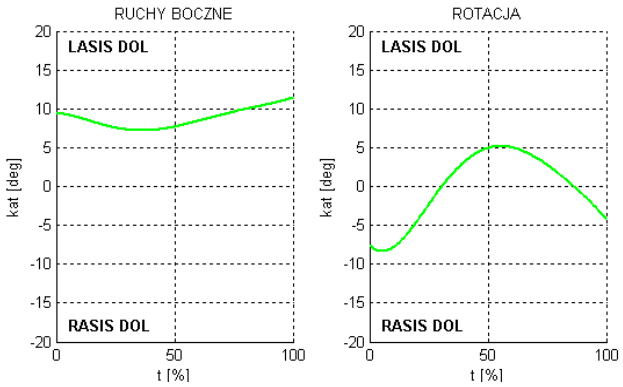
Na rys. 3 przedstawiono jedną z analizowanych sekwencji ruchów. Na kolejnych wykresach przedstawiono uzyskane wyniki obliczeń, czerwoną przerywaną linią oznaczono maksymalne zakresy ruchu w stawach.



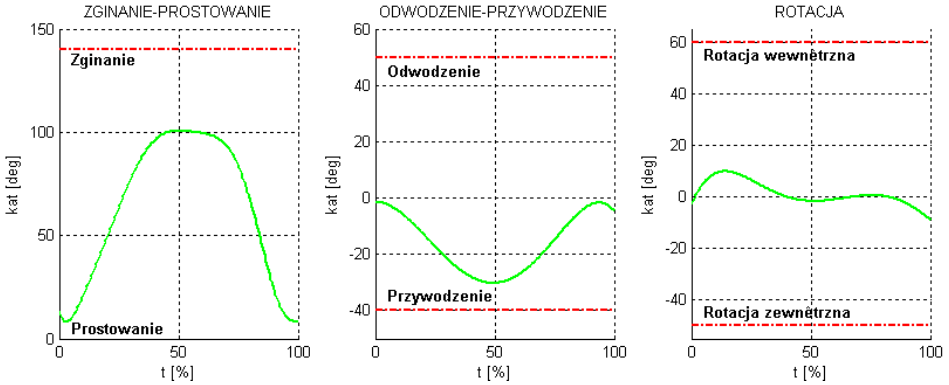
Rys. 3. Analizowana sekwencja ruchów



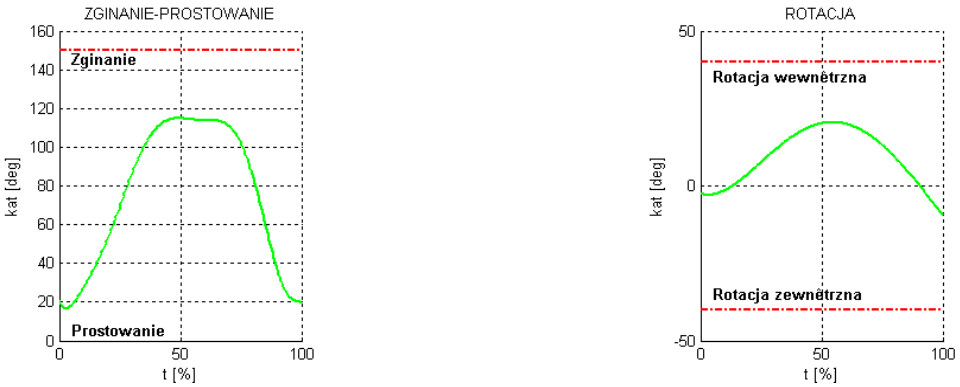
Rys. 4. Położenia kończyny dolnej oraz trajektorie charakterystycznych punktów antropometrycznych dla analizowanej sekwencji ruchu



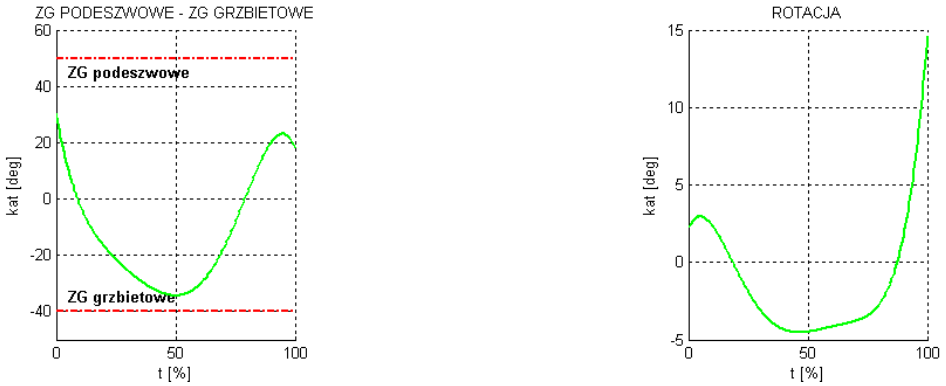
Rys. 5. Przemieszczenia kątowe miednicy dla analizowanej sekwencji ruchu



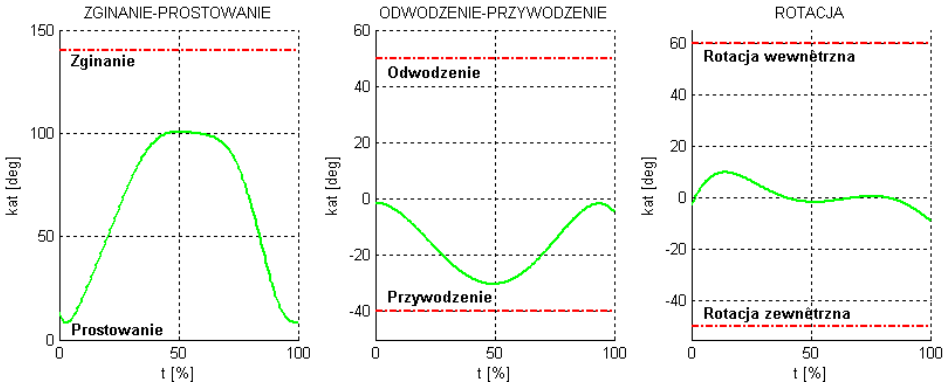
Rys. 6. Przemieszczenia kątowe uda dla analizowanej sekwencji ruchu



Rys. 7. Przemieszczenia kątowe podudzia dla analizowanej sekwencji ruchu

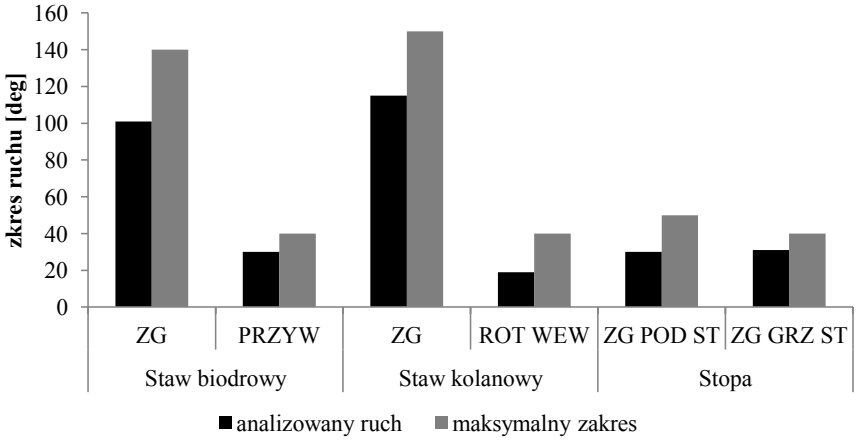


Rys. 8. Przemieszczenia kątowe stopy dla analizowanej sekwencji ruchu



Rys. 9. Przemieszczenia kątowe uda dla analizowanej sekwencji ruchu

W analizowanej sekwencji ruchów dominują ruchy zginania i prostowania w stawie kolanowym oraz biodrowym oraz ruchy zginania podeszwowego i grzbietowego stopy. Ruchom tym dodatkowo towarzyszą rotacje uda, podudzia i stopy oraz ruch przywodzenia i odwodzenia uda. W pozycji początkowej kończyna jest w kilkunastostopniowym zgięciu w stawie biodrowym oraz stawie kolanowym, stopa znajduje się w 30° zgięciu podeszwowym. Cała sekwencja ruchów rozpoczyna się od ruchu w stawie skokowym – przejście z ze zgięcia podeszwowego do zgięcia grzbietowego. W dalszej kolejności wykonywane są ruchy zgięcia w stawie kolanowym połączoną z rotacją wewnętrzną podudzia oraz zgięcia w stawie biodrowym połączonym z niewielką rotacją uda i przywodzeniem uda. Taka struktura ruchu jest cechą charakterystyczną metody PNF, w której ruch rozpoczyna się od stawów położonych dystalnie oraz akcentowane są ruchy rotacyjne. Ruchom kończyny dolnej towarzyszy również ruch rotacji miednicy, co świadczy o zaangażowaniu w wykonywany ruch zarówno mięsni kończyny dolnej jaki i mięsni obręczy miednicy oraz tułowia.



Rys. 10. Porównanie wartości maksymalnych kątów w analizowanym ruchu do zakresu ruchu w poszczególnych stawach.

4. PODSUMOWANIE

Zastosowana w pracy metoda pozwoliła na wyznaczenie wzorcowych trajektorii złożonych, wielopłaszczyznowych ruchów terapeutycznych kończyny górnej oraz wyznaczenie ich parametrów kinematycznych. Na podstawie przeprowadzonych badań

kinematyki ruchów kończyny dolnej realizowanych z zgodnie z metodą PNF, sformułowano wytyczne, dotyczące konstrukcji projektowanego urządzenia do rehabilitacji kończyn dolnych.

Praca została zrealizowana w ramach projektu badawczego **Nr R13 0007 06** sfinansowanego przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego.

LITERATURA

[1] Kwolka A.: Rehabilitacja medyczna pod redakcją Andrzeja Kwolka, Tom II - Rehabilitacja Kliniczna, Wydawnictwo Medyczne Urban&Partner, Wrocław 2003

[2] Michnik R., Jurkojć J., Rak Z., Mężyk A., Paszenda Z., Rycerski W., Janota J., Brandt J.: Kinematic Analysis of Complex Therapeutic Movements of the Upper Limbs, Information Technologies in Biomedicine, Advances in Soft Computing vol. 47, pp. 551-558, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2008

[3] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M.: Biomechanika narządu ruchu człowieka, Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji – PIB, Radom, 2011

[4] Tejszerska D., Świtoński E.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Laboratorium, Skrypty Uczelniane nr 2343, Gliwice 2004

[5] Vaughan Ch. L., Davis B.L., O'Connor J.C.: Dynamics of human gait, KibohoPublisher, Cape Town, 1999

[6] http://www.rehabilitacja-mw.pl/metody-rehabilitacji/rehabilitacja-dla-doroslych/pnf.html

KINEMATIC ANALYSIS OF MOVEMENT PATTERNS USING IN LOWER LIMB REHABILITATION

Summary: Research into kinematics of therapeutic movements of lower limb performed according to the PNF method are presented in the paper. The sequences of movements, carried out by a skilled PNF physiotherapist, were recorded and next the kinematic analyses were conducted by means of the optoelectronic motion analysis system APAS.

Katarzyna MOSÓR, Magdalena KROMKA-SZYDEK Instytut Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

POMIAR STÓP METODĄ PLANTOKONTUROGRAFICZNĄ I Z WYKORZYSTANIEM PODOSKOPU KOMPUTEROWEGO

Streszczenie. Celem pracy było porównanie wyników pomiaru stóp uzyskanych metodą plantokonturograficzną i przy wykorzystaniu podoskopu komputerowego. Zwrócono szczególną uwagę na różnice występujące w wartościach przy poszczególnych wskaźnikach i kątach uzyskanych w obu metodach. Zamieszczono obraz z podoskopu komputerowego i plantokonturogram oraz wyniki z pomiarów.

1. WSTĘP

Stopy są odpowiedzialne za podtrzymywanie ciała zarówno w czasie chodu jak i spoczynku. Najważniejszy okres kształtowania się stopy to okres przedszkolny oraz wczesnoszkolny. W wieku około 12-u lat przybiera ona postać prawie dorosłą, lecz ostateczne kostnienie następuje do 18-ego roku życia.

Prawidłowo wysklepiona stopa jest: elastyczna i sprężysta, amortyzuje mikrourazy i wstrząsy powstające na skutek chodu, biegu czy skoków, sprawia, że chód jest lekki i sprężysty oraz pełni funkcję ochronną przed przenoszeniem wstrząsów na kręgosłup, stawy kolanowe i biodrowe.

Nieprawidłowa budowa stopy często eliminuje osoby z wielu dziedzin życia społecznego oraz zawodowego, na skutek obniżenia sprawności fizycznej [2]. Z tego powodu istotna jest ocena prawidłowego wysklepienia stopy zarówno pod względem statystycznych parametrów w czasie stania na jednej kończynie, jak i na dwóch czy podczas odciążenia.

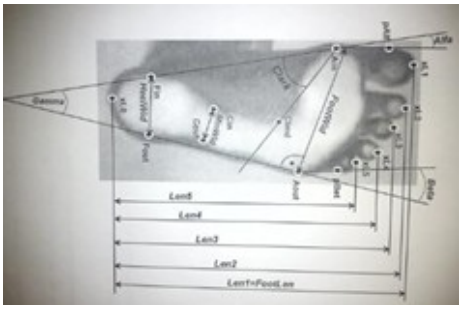
2. METODY POMIARU STÓP

Istnieje wiele metod badania stóp i chociaż wydaje się, że jest to zjawisko korzystne to jednak wyniki badań uzyskiwane różnymi metodami są często nieporównywalne [1].

Najczęściej wykorzystywanymi metodami są: metoda ortopedyczna, antropometryczna, plantokonturograficzna, metody czynnościowe oraz metody z zastosowaniem różnych aparatów i przyrządów pomiarowych, do których należy metoda podoskopowa. Z punktu widzenia tej pracy najistotniejsze są: metoda plantokonturograficzna oraz podoskopowa.

Metoda plantokonturograficzna jest to najpopularniejsza metoda obiektywna, która polega na sporządzeniu odcisków podporowej powierzchni stopy, następnie obrysowaniu i dokonaniu opisu stopy na podstawie szeregu wskaźników i kątów. Metoda ta pozwala na ocenę sklepienia podłużnego stóp. Najprostszym sposobem jest porównanie odcisku stopy ze wzorami obrysów podanymi przez Clarke'a. Z plantokonturogramu można odczytać wiele wymiarów, m.in. długość stopy, szerokość przodostopia i pięty, kąt piętowy, kąt palucha α i V-go palca β, kąt Clarke'a. Metoda ta pozwala również na wyznaczenie: wskaźnika kątowego Clarke'a, wskaźnik Bałakirewa, wskaźnika Ky tj. Sztritera-Godunowa oraz wskaźnika

Wejsfloga „W”. Wskaźniki te pozwalają ocenić m.in. typ stopy wydrążonej, prawidłowej, spłaszczonej, płaskiej oraz wydrążonej, z podwyższonym lub obniżonym wysklepieniem.



Rys. 1. Położenie punktów charakterystycznych na stopie



Rys. 2. Plantokonturogram

Metoda podoskopowa pozwala ocenić rozłożenie nacisku stopy na płytę szklaną. Zdjęcia stóp wykonywane są z lustra podoskopu. W podoskopie komputerowym system pomiarowy składa się z podoskopu wyposażonego w kamerę cyfrową podłączoną do komputera oraz program, który umożliwia analizę parametrów stopy. Pomiar za pomocą podoskopu komputerowego pozwala na szybką ocenę budowy stóp.

3. METODYKA BADAŃ

W pracy użyty został podoskop komputerowy, z programem EIPodo (rys. 2). Program zapewnia realizacje pomiarów, przechowywanie wyników, w odpowiednio do tego przygotowanych bazach danych, oraz umożliwia wydruk wyników w postaci kart pomiarowych.





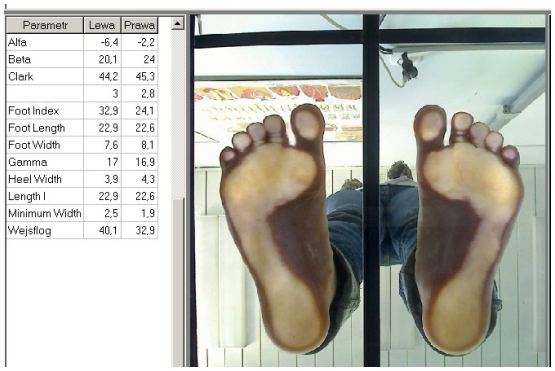
Rys. 3. Podoskop komputerowy wykorzystany do badań

Urządzenie ułatwia analizę wg kąta Clarke’a, współczynnika Wejsfloga oraz centyli Kasperczyka. Dodatkowo możliwe jest wyznaczenie parametrów takich jak: długość i szerokość stopy, minimalna szerokość stępu, szerokość i odległość między punktami podparcia, kąt halluxa (kąt palucha α), kąt małego palca (kąt V palca β), kąt stopy i in.

Przebadano grupę 15 osób, w przedziale wiekowym 21-22 lata, metodą plantokonturograficzną oraz przy wykorzystaniu podoskopu komputerowego. Szczególną uwagę zwrócono na różnice występujące pomiędzy metodami oraz rozbieżności dla wartości kątów α, β, γ i Clarke’a oraz wskaźnika Wejsfloga, porównywanych w obu metodach.

W metodzie plantokonturograficznej badane osoby dokonywały odbicia wraz z obrysowaniem stopy, prawej lub lewej, na kartce papieru (rys. 2). Następnie, z utworzonego plantokonturogramu, wyznaczano wartości charakterystycznych wskaźników.

Podczas badania na podoskopie komputerowym badane osoby stawały boso obiema stopami na szybie podoskopu. Obraz stóp widoczny był na ekranie monitora, dzięki temu możliwe było dokonanie ewentualnych poprawek w wypadku nieprawidłowego ułożenia stóp względem siebie. Następnie dokonywany był zapis obrazu i przeprowadzana analiza (rys. 4). Wyznaczano charakterystyczne punkty na stopie, dzięki którym możliwe było określenie wartości takich jak: długość i szerokość stopy, kąty α, β, γ i Clarke'a oraz wskaźnik Wejsfloga. W odróżnieniu od badania plantokonturograficznego wyniki uzyskiwano dla prawej i lewej stopy.



Parametr	Lewa	Prawa
Alfa	-6,4	-2,2
Beta	20,1	24
Clark	44,2	45,3
	3	2,8
Foot Index	32,9	24,1
Foot Length	22,9	22,6
Foot Width	7,6	8,1
Gamma	17	16,9
Heel Width	3,9	4,3
Length I	22,9	22,6
Minimum Width	2,5	1,9
Wejsflog	40,1	32,9

Rys. 4. Obraz stóp wraz z określanymi parametrami w metodzie podoskopowej



Rys.5. Różnice pomiędzy stopami w obrazie z podoskopu komputerowego

4. WYNIKI BADAŃ

Wyniki przeprowadzonych badań przedstawione zostały zbiorczo w tabeli 1. Największe rozbieżności w wynikach uzyskanych w obu metodach można zaobserwować dla kąta alfa oraz kąta beta. Dla oznaczania kąta alfa w niektórych przypadkach błąd osiąga wartość nawet 80% pomiędzy metodami. Dla kąta beta wartość maksymalna błędu nie przekracza 60%.

Najlepsza korelacja wyników, pomiędzy metodami podoskopową i plantokonturograficzną, jest widoczna dla wskaźnika Wejsfloga. Błąd w tym przypadku nie przekracza 17%. Dla kąta gamma u połowy badanych błąd nie przekracza 20%, tylko w jednym przypadku osiąga wartość 70%.

Tabela 1. Wartości kątów uzyskane w badaniu podoskopowym i plantokonturograficznym

.

Kąt alfa			Kąt beta			Kąt Clarka			Kąt Gamma			Wsk. Wejsfloga		
PD KOMP		PLT	PD KOMP		PLT	PD KOMP		PLT	PD KOMP		PLT	PD KOMP		PLT
L	P		L	P		L	P		L	P		L	P	
8,4	12,8	12	21,3	21,6	15	43,8	38,6	30	15,9	17,6	17	2,9	2,7	2,5
0,5	3,2	3,5	12,8	13,3	14,5	50,4	44,7	32	12	13	5	3,2	2,9	2,7
2,9	1,4	14	16,1	5,7	14	47,1	40,6	41	13,6	14,3	4	2,9	2,9	2,86
-5,6	1	3	20,5	21,9	14	51,8	40	53	16,4	16,2	15	3,4	3,3	2,83
3,4	1,4	0	21,8	16,3	7	49,8	49,9	47	17,8	17,3	15	2,7	2,5	2,51

3,7	4,4	16	6,1	4,7	8,5	36,3	38	43	11,9	15,2	13	3,3	3,1	3
0,6	15,8	8	16,5	9,9	10	35,1	33,5	32	15,5	17,7	14,5	3	2,7	2,45
9,1	10,5	8	22,3	18,7	12	55	45,5	33	17,3	19	16	2,9	2,9	2,79
9,5	5,4	12	23,9	26,2	23	48,9	46	54	16,8	18,1	15	3	2,9	2,53
14,4	8	7	13,4	19,9	9	46,8	46,5	61	17,4	16,7	28	2,7	3,1	3,16
7,1	-2,5	8	20,8	16,8	22	44,3	34,9	23	12,8	13,6	20	2,8	3,1	2,65
14,8	11,8	13	31	19,5	13,5	44,6	44,2	55	20,2	15,4	19	2,4	3	2,5
-0,1	17,9	21	18,7	13,9	19	36,2	40,6	22	16	16,1	16	2,8	2,6	2,56
1,2	5,7	6	20,7	25	20	48,9	51,2	43	18,4	19,8	15	2,6	2,4	2,41
3,4	8,4	2	21,3	17,6	20	42,6	32	31	16,9	17,1	18	3	2,5	2,57

Dla wszystkich badanych osób otrzymane wartości kątów oraz wskaźnika „W” w obu metodach wskazują na normalną stopę z prawidłowym wysklepieniem poprzecznym.

5. WNIOSKI

Wyniki uzyskane metodą plantokonturograficzną nie są całkowicie obiektywne. Niedokładne odbicie stopy może powodować problemy w późniejszym tworzeniu obrysu i wyznaczaniu wskaźników. Pomiar jest wykonywany wyłącznie w statyce uniemożliwiając analizę jakościową obciążeń w poszczególnych regionach stopy, co jest możliwe w przypadku użycia podoskopu komputerowego.

Pomiar dokonany na podoskopie komputerowym jest powtarzalny, pozwala na szybkie wybranie i określenie mierzonych parametrów oraz natychmiastowe uzyskanie wyniku w postaci wydruku karty pomiarowej razem ze zdjęciem stóp. Ponadto badanie metodą wykorzystującą podoskop komputerowy ułatwia zaobserwowanie rozbieżności w obrazie obu stóp (rys.5).

LITERATURA

[1] Kasperczyk T.: Wady postawy ciała. Diagnostyka i leczenie; Kraków 2004
[2] Sidun J., Dąbrowski J.R.: Analiza możliwości wykorzystania różnych metod badań stopy do wykonywania wkładek ortopedycznych, Przegląd Lekarski 2007/64/Wydanie Specjalne, 152-157.
[3] Krupicz B.: Wady stóp, biomechanika, diagnostyka, leczenie; 2008.
[4] http://www.cq.com.pl/n_st_parametry.html
[5] http://www.zsos2.piwko.pl/nmg/ws.htm
[6] http://www.posmed.com.pl/

FEET MEASUREMENT OF PLANTOKONTUROGRAM METHOD AND USING DIGITAL PODOSCOPE

Summary. The aim of the work was a comparison of the results of the measurement rates obtained by using the plantokonturogram method and digital podoscope. Has been given to the differences in values at each of the indicators and angles obtained in both methods.

Agata NAWROCKA, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki, Katedra Automatyzacji Procesów, Akademia Górniczo-Hutnicza im. S. Staszica, Kraków
Tomasz MOSZKOWSKI, Paweł SZEFER, Międzywydziałowa Szkoła Inżynierii Biomedycznej, Akademia Górniczo-Hutnicza im. S. Staszica, Kraków

MOŻLIWOŚCI WYKORZYSTANIA SYGNAŁU EMG DO STEROWANIA

Streszczenie. Celem przeprowadzonych badań było wykazanie użyteczności sygnału EMG (elektromiograficznego) w teorii sterowania. Przeprowadzono badanie stwierdzające powiązanie pomiędzy aktywnością elektryczną mięśni (*biceps i triceps brachii*) a siłą mięśniową w warunkach statycznych. Opracowano algorytm obróbki danych elektromiograficznych. Wykazano liniową zależność pomiędzy omawianymi wielkościami fizycznymi jednocześnie potwierdzając użyteczność sygnału EMG jako sygnału sterującego. Jednakże zaleca się poszerzenie przeprowadzonych badań o badania dynamiczne skurczu mięśnia.

1. WSTĘP

Wykorzystanie sygnałów biologicznych w systemach sterowania w sprzęcie medycznym jest nowym i rozwijającym się zagadnieniem badawczym. Spodziewa się, że ze względu na potrzeby organizmu ludzkiego urządzenia sterowane biosygnałami będą wydajne i efektywne. W przypadku sprzętu rehabilitacyjnego naturalnym wydaje się użycie sygnałów powiązanych z samym ruchem jak i z jego sterowaniem, takich jak sygnał pochodzący z mięśni (elektromiograficzny, EMG). Pozwoliłoby to na usprawnienie procesu rehabilitacji pacjentów z niedowładami kończyny górnej wynikłych po udarze, takich jak spastyczność, ponieważ sygnał EMG jest wrażliwy na tego typu patologie [1]. Celem badania było zaklasyfikowanie sygnału sEMG (surfacial electryomyogram) jako zdatnego i wygodnego do sterowania urządzeniami rehabilitacyjnymi.

2. BADANIA I UŻYTE METODY

Poniżej przedstawiono istotę przeprowadzonych badań, opisano charakter sygnału badanego oraz przedstawiono szczegóły postępowania badawczego.

2.1. Charakterystyka sygnału sEMG

Mięśnie szkieletowe zbudowane są z tkanki mięśniowej poprzecznie prążkowanej. Komórki tej tkanki (miocyty) składają się z substancji zwanej sarkoplazmą oraz z włókien – miofibryli. Każdą miofibrylę tworzą liczne białka (miozyna, aktyna, tropomiozyna) zgrupowane w struktury zwane sarkomerami, stanowiącymi podstawową jednostkę skurczową mięśnia. Średnio 10 myocytów, w zależności od funkcji mięśnia, wraz z jedną

komórką nerwową tworzą jednostkę motoryczną. Skurcz mięśnia zachodzi na skutek depolaryzacji błony miocytowej wyindukowanej przez obecność impulsu nerwowego [2]. Te impulsy mogą zostać zmierzone i są podstawą elektromiografii, która charakteryzuje elektryczną aktywność mięśniową. Powierzchniowe EMG (sEMG) jest to metoda zbiorczego pomiaru sygnałów z wielu jednostek motorycznych, wydobywających się na powierzchnię skóry. Metoda ta jest nieinwazyjna i łatwa do przeprowadzenia, jednakże amplitudy sygnałów są bardzo niskie (od 0,05 do 10000 μV) [3]. Sygnały te mają charakter stochastyczny, ich częstotliwość waha się między 3 a 500 Hz. Amplituda jest zależna od ilości jednostek motorycznych biorących udział w skurczu.

2.2. Schemat eksperymentu

Obiektem eksperymentu był mięsień dwugłowy oraz trójgłowy ramienia (m. biceps brachii, m. triceps brachii). Badanie składało się z następujących czynności:

1. Przygotowanie sprzętu pomiarowego i obiektu,
2. Pomiar aktywności mięśniowej dla maksymalnego dowolnego skurczu (MVC),
3. Pomiar aktywności mięśniowej bicepsu podczas skurczu izometrycznego ze zmiennym obciążeniem (0 do 8,05 kg),
4. Pomiar aktywności mięśniowej tricepsu podczas skurczu izometrycznego ze zmiennym obciążeniem (0 do 5,55 kg),
5. Pomiar skurczu izotonicznego przy stałym obciążeniu i zmianie kąta w stawie łokciowym od 0 do 120 stopni względem wyprostu.

Maksymalny dowolny skurcz (MVC) jest zdefiniowany jako najwyższa osiągalna w sygnale amplituda, dla forsownego skurczu mięśnia. Przy pomocy MVC dokonano normalizacji dalszych pomiarów. Pomiar pod wpływem zmiennego obciążenia przeprowadzono, aby określić zależność pomiędzy elektryczną aktywnością mięśniową a siłą generowaną przez mięsień. Opis tej zależności jest niezbędny do celów sterowania.

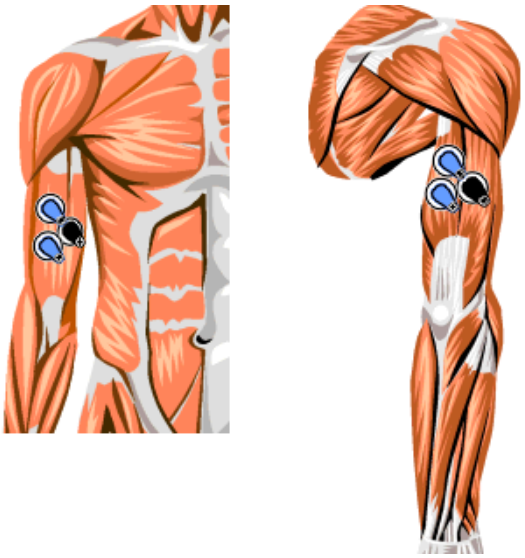
2.2. Użyty sprzęt

Na cele eksperymentu użyto sprzęt ME6000 Muscle Tester firmy Biomation do akwizycji sygnału elektromiograficznego. Podczas całego eksperymentu zachowano częstotliwość próbkowania równą 1 kHz przy dwukanałowym trybie pozyskiwania danych, pomiar różnicowy. Każdy kanał składał się z dwóch elektrod aktywnych i jednej elektrody odniesienia, wykonanych z chlorku srebra.

2.2. Przygotowanie obiektu badania oraz umiejscowienie elektrod

Przed umieszczeniem elektrod na powierzchni skóry okrywającej badane mięśnie należało ją odpowiednio przygotować. Została ona przeczyszczona 70% alkoholem etylowym, a następnie przy pomocy gąbki pumeksowej usunięto wierzchnią warstwę naskórka. Te czynności zostały wykonane w celu polepszenia impedancji elektrycznej skóry.

Elektrody przytwierdzono do prawego ramienia osoby badanej. W przypadku badania mięśnia dwugłowego elektrody aktywne przytwierdzono nad głową długą (caput longum), natomiast elektroda referencyjna znajdowała się pomiędzy krótką i długą głową bicepsu. Dla mięśnia trójgłowego, elektrody aktywne umieszczono również nad głową długą, natomiast elektrodę odniesienia – nad głową boczną. Elektrody zostały umieszczone zgodnie z zaleceniami producenta sprzętu (rysunek 1).



Rys. 1. Rozmieszczenie elektrod. Z lewej: m. biceps brachii, z prawej: m. triceps brachii (źródło: dokumentacja firmy Biomation)

2.2. Pomiar maksymalnego skurczu dowolnego

Dokonano pomiaru amplitudy sygnału podczas maksymalnego skurczu dowolnego, którego wyniki posłużyły w dalszej części eksperymentu do normalizacji i ujednolicenia przyszłych pomiarów. W przypadku obu rozpatrywanych mięśni ustawiono osobę badaną tak, aby zmaksymalizować ich pracę. W przypadku bicepsu oznaczało to oparcie łokcia o przyśrodkową część kolana podczas siedzenia na krześle, zachowując kąt prostu w stawie łokciowym, natomiast dla tricepsu zachowano pozycję stojącą z pełnym wyprostem ręki do tyłu. Te pozycje zachowano również w dalszych etapach badania.

2.2. Skurcz izometryczny bicepsu i tricepsu przy zmiennym obciążeniu

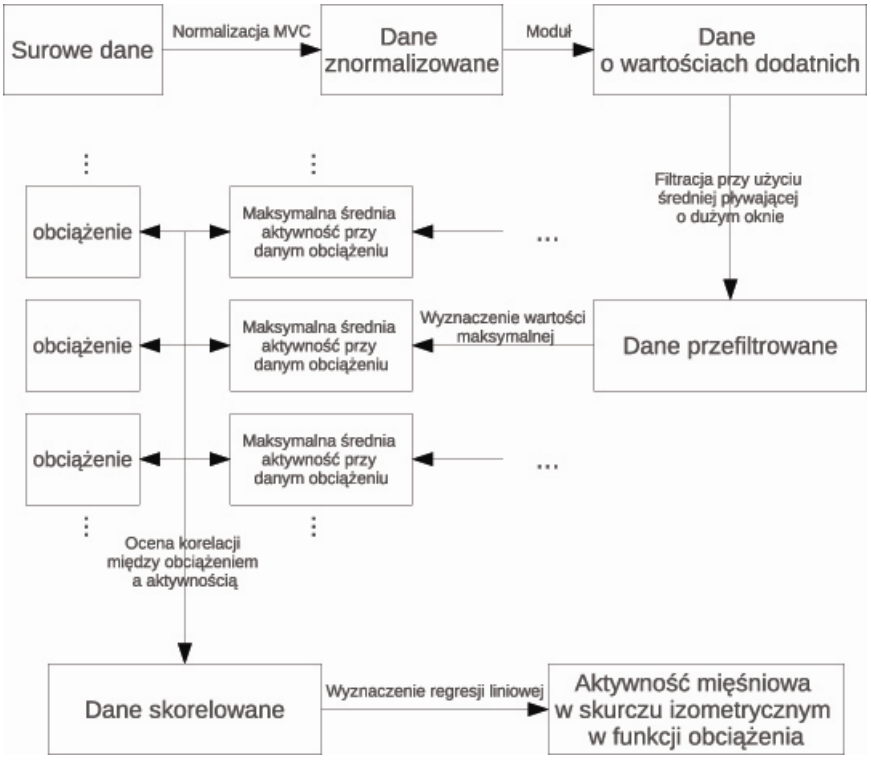
Obciążenie zmieniano w granicach od 0 do 8,05 kg dla mięśnia dwugłowego i od 0 do 5,55 kg dla mięśnia trójgłowego ramienia. Skok, z którym zwiększano obciążenie wynosił 1,25 kg, natomiast obciążenie podstawowe, związane z rękojeścią hantli, wynosiło 1,80 kg. Zbierano pomiar równocześnie z dwóch kanałów przez okres 19 sekund.

2.2. Skurcz mięśnia dwugłowego przy stałym obciążeniu ze zmiennym kątem w stawie łokciowym

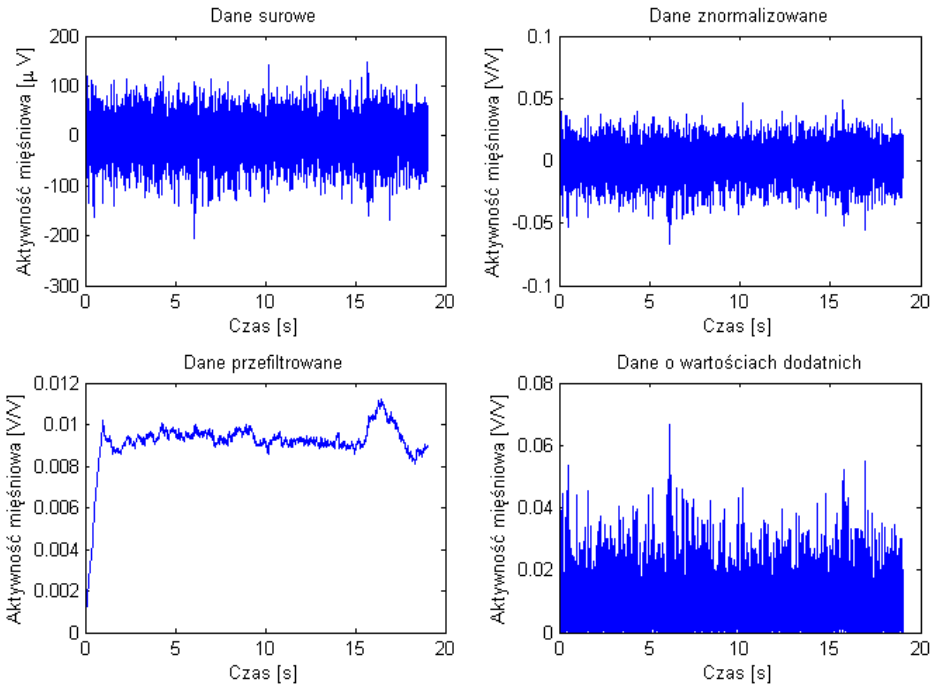
W tej części eksperymentu polecono osobie badanej, aby wykonała pełny od wyprostu do pełnego zgięcia w stawie łokciowym (około 120 stopni) przy zachowaniu stałej prędkości. Ruch odbywał się w ciągu 19 sekund.

3. WYNIKI

Przed przystąpieniem do określenia korelacji pomiędzy aktywnością mięśniową a siłą mięśniową dokonano odpowiedniej obróbki sygnałów zobrazowanych na schemacie (rysunek 2 i 3).

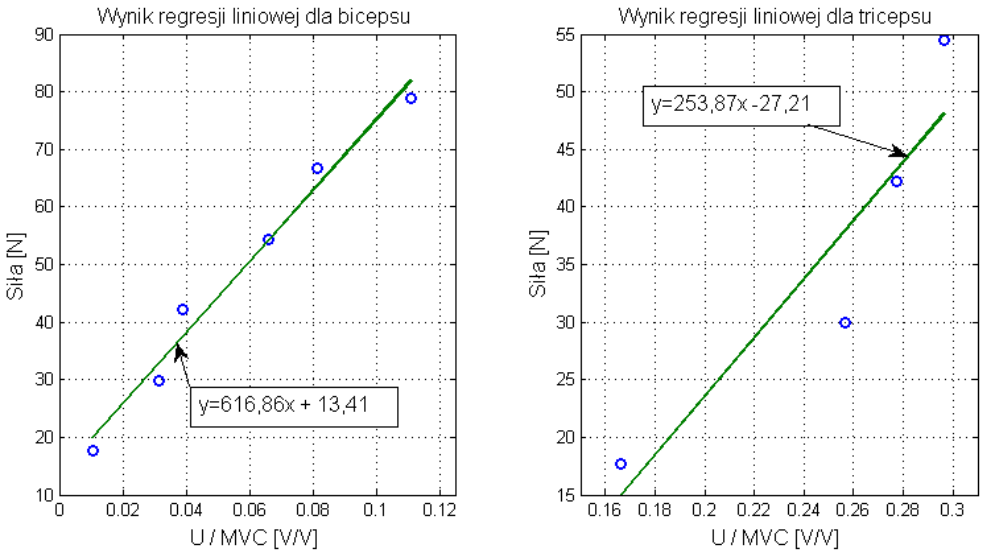


Rys. 2. Schemat postępowania przy obróbce surowych danych EMG



Rys. 3. Obróbka danych pozyskanych z konkretnego elektromiogramu

Po obróbce danych otrzymano poszczególne wartości obciążeń i odpowiadająca im aktywność elektryczna mięśnia (rysunek 4).

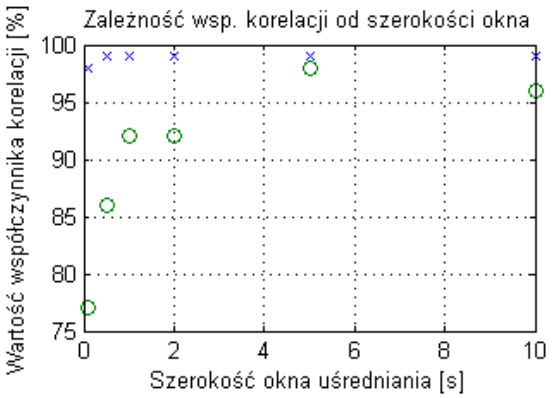


Rys. 4. Liniowa zależność pomiędzy znormalizowaną elektryczną aktywnością mięśniową a obciążeniem otrzymana metodą najmniejszych kwadratów

4. DYSKUSJA

Oczekiwano liniowej korelacji pomiędzy obciążeniem mięśnia a elektryczną aktywnością mięśniową [4] i jednocześnie jej dowiedziono przy pomocy współczynnika korelacji liniowej. Dla okna o szerokości 1 sekundy (1000 próbek dla częstotliwości próbkowania 1 kHz), współczynnik korelacji liniowej wynosił kolejno 99 i 92 % dla mięśnia dwugłowego i trójgłowego. Zaobserwowano zależność pomiędzy współczynnikiem korelacji a szerokością okna filtracyjnego. Jednakże przy dużej zmianie szerokości okna obserwowano pomijalnie małe zmiany we współczynniku korelacji (rysunek 5). Większe zmiany dotyczyły mięśnia trójgłowego, co można wytłumaczyć mniejszą ilością punktów pomiarowych związaną z predyspozycjami fizycznymi osoby badanej.

W konsekwencji, dowiedziono liniową zależność pomiędzy elektryczną aktywnością mięśniową a obciążeniem mięśni na podstawie regresji liniowej (rysunek 4).



Rys. 5. Zależność współczynnika korelacji od długości okna uśredniania sygnału

5. WNIOSKI

Wyniki potwierdzające liniową zależność pomiędzy aktywnością związaną z EMG a siłą mięśnia wskazują na zdatność użycia odpowiednio przefiltrowanego sygnału sEMG na cele układów sterowania. Warto wspomnieć, że badania zostały przeprowadzone w warunkach statycznych i na jednej osobie. W celu dogłębniejszego opisu omawianej relacji należy przeprowadzić dalsze badania pod kątem dynamiki, takich jak zależność siły mięśniowej od szybkości skurczu oraz od wydłużenia mięśnia. Dodatkowo należy rozszerzyć grupę kontrolną badania.

6. PODZIĘKOWANIA

Chcielibyśmy serdecznie podziękować Pani mgr Magdalenie Smoleń za pomoc merytoryczną oraz za udostępnienie potrzebnego sprzętu. Jesteśmy wdzięczni naszym rodzinom za nieustanne wsparcie moralne podczas całego projektu.

Eksperyment został dofinansowany ze środków projektu nr NN 502 719 440.

LITERATURA

[1] Fleuren J.: Assessment of spasticity: from EMG to patients' perception, University of Twente, Enschede, 2009
[2] Traczyk W. Z.: Fizjologia człowieka w zarysie, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2007
[3] Augustyniak P.: Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnosycznych, AGH Uczelniane wydawnictwa naukowo-techniczne, Kraków, 2001
[4] Andrynowska A., Kokoszka M., Klekiel T.: Identyfikacja sygnału EMG jako sygnału sterującego, Inżynieria Biomedycza, 2010, vol. 16, 2'/2010, str. 68 - 71

APPLICATION OF EMG SIGNAL IN CONTROL SYSTEMS

Summary. The aim of the study was to perform sEMG (surfacial electromyography) signal analysis focusing on its applicability for control purposes. Research that aimed at determining the relation between electro-muscular activity and static muscular force was conducted. Algorithm for processing of the obtained data was prepared. Linear dependence of the aforementioned quantities was established, therefore the convenience of usage of sEMG as a control signal was confirmed. However, further research on the dynamics of muscular contraction is necessary.

Agata NAWROCKA, Katedra Automatyzacji Procesów, AGH, Kraków
Mikołaj KORWIN-KOCHANOWSKI, **Piotr PIĘTKA**, Międzywydziałowa Szkoła Inżynierii Biomedycznej, AGH, Kraków

OPRACOWANIE KONCEPCJI UKŁADU STEROWANIA MANIPULATOREM REHABILITACYJNYM

Streszczenie. Celem prezentowanej pracy było zaproponowanie koncepcji sterowania ramieniem manipulatora do rehabilitacji kończyny górnej. Ideą działania jest nauka ruchu wzorcowego wykonywanego przez pacjenta w asyście rehabilitanta kończyną utwierdzoną do ramienia manipulatora a następne odtwarzanie ruchu z zachowaniem prędkości chwilowych oraz zakresu. Sterowanie pozwala na wybranie ilości powtórzeń wykonywanego ruchu. Zadanie zostało zrealizowane w środowisku Labview przy pomocy komputera klasy PC, karty pomiarowej, potencjometru obrotowego oraz silnika BLDC.

1. WSTĘP

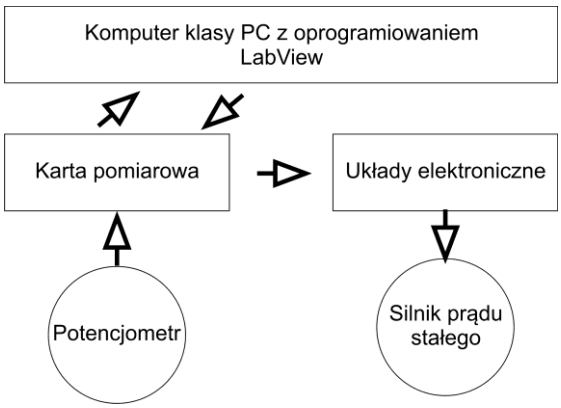
Mimo ogromnego postępu dokonującego się w dziedzinie nauk i technik medycznych problem niepełnosprawności ruchowej wciąż dotyczy sporej liczby członków społeczeństwa. Zgodnie z danymi Biura Pełnomocnika Rządu ds. Osób Niepełnosprawnych, w Polsce w roku 2009 liczba pacjentów posiadających prawne orzeczenie o niepełnosprawności będących w wieku powyżej 15 lat osiągnęła w przybliżeniu wartość 3,5mln osób. Głównymi przyczynami tak wysokiej liczby osób niepełnosprawnych są wynikające z nieodpowiedzialnego trybu życia bądź występujące z przyczyn niezależnych schorzenia układu krążenia, narządów ruchu oraz schorzenia neurologiczne. Wraz ze spadkiem liczby ofiar śmiertelnych wypadków komunikacyjnych oraz coraz większą dostępnością sportów ekstremalnych coraz większy odsetek osób kalekich stanowią ludzie młodzi. Biorąc również pod uwagę osoby dotknięte uszkodzeniami narządu wzroku i słuchu, chorobą psychiczną oraz upośledzeniem umysłowym możemy uzmysłowić sobie skalę poruszonego problemu.[1]

Mając na uwadze powyższe fakty postawiono sobie za cel opracowanie koncepcji sterowania manipulatora służącego przywracaniu sprawności ruchowej kończyn górnych człowieka. Koncepcja opiera się na idei uczenia się ruchu wzorcowego przez manipulator a następnie dokładne i samodzielne odtwarzanie ruchu z zadaną ilością powtórzeń. Dokumentacja elementów sterowania zawiera opis użytego sprzętu, układów elektronicznych oraz oprogramowania.[2]

2. KONCEPCJA STEROWANIA

Główną ideą projektu manipulatora do rehabilitacji kończyny górnej jest zrealizowanie urządzenia wyróżniającego się posiadaniem trybu nauki trajektorii i zakresu wykonywanego ruchu rehabilitacyjnego. Rozumie się przez to sytuację, w której rehabilitant bądź inna wykwalifikowana osoba wykonuje z pacjentem ćwiczenia stawu łokciowego o przykładowej trajektorii. Następnie, w trybie pracy, urządzenie naśladuje ruchy przykładowe, umożliwiając

odtworzenie ich prędkości, nastawienie ilości powtórzeń oraz wybór kolejności wykonywania. Siła mięśniowa konieczna do wykonywania ćwiczeń zastąpiona została silnikiem BLDC, zatem w efekcie pacjent wykonuje ćwiczenia w odciążeniu. Dzięki wymienionym cechą urządzenie daje także możliwość wykonywania ćwiczeń kończyn z niedowładem bądź całkowitą bezwładnością.[3]



Rys. 2. Schemat sterowania

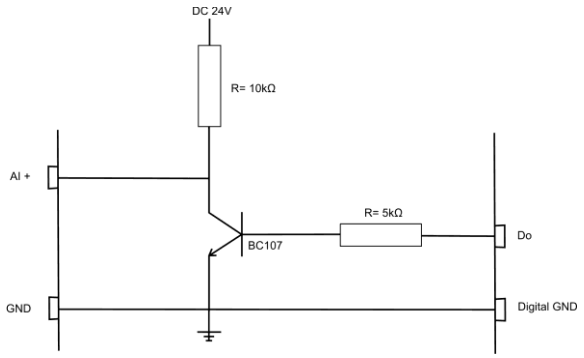
Sterowanie manipulatora zostanie zrealizowane za pomocą potencjometru, karty pomiarowej, oraz komputera klasy PC z graficznym środowiskiem programowania LabVIEW 2008. Potencjometr zostanie zainstalowane w taki sposób, aby ruch członu przedramieniowego manipulatora wymuszał obroty potencjometru. Podczas pracy w trybie nauki do potencjometru zostanie doprowadzone napięcie stałe pochodzące z zasilacza. Zmieniające się napięcie na wyjściu potencjometru będzie mierzone ze pomocą karty pomiarowej, a zebrane dane będą zapisywane w komputerze. Po wyznaczeniu zmian wartości napięć oraz wyliczeniu prędkości ruchu oraz wybraniu ilości powtórzeń trajektoria ruchu będzie odtwarzana za pomocą silnika prądu stałego sterowanego przy pomocy wyjść karty pomiarowej.

2.1. Hardware

W celu zasilenia układu zastosowano zasilacz tranzystorowy ZTR- 1/71 ustawiony na napięcie zasilania równe 24 [V] z ograniczeniem prądowym 10[A]. Parametry te zostały zdeterminowane wymaganiami prądowo napięciowymi silnika zastosowanego w układzie napędowym.

Za komunikację pomiędzy silnikiem, potencjometrem a komputerem PC posłużyła karta pomiarowa firmy National Instruments PCI-6221. W projekcie wykorzystano jedno wejście analogowe karty w celu pomiaru zmian napięcia na potencjometrze obrotowym oraz jedno wyjście analogowe w celu generacji sygnału analogowego używanego do sterowania prędkością obrotową silnika. Dwa wyjścia cyfrowe posłużyły do wyboru trybu pracy silnika.

Ponieważ maksymalna amplituda sygnału osiągana na wyjściu cyfrowym wynosi jedynie 5[V] a jedynka logiczna podawana na silnik pojawia się w zakresie od 7- 24 [V] dlatego też zastosowano układ wyzwalacza poziomów przedstawiony na rysunku nr 2.



Rys. 3 Wyzwalacz poziomów

Powyższy układ w momencie pojawienia się stanu wysokiego na wyjściu cyfrowym karty pomiarowej przekazuje na wejście cyfrowe silnika sygnał o stałej amplitudzie 24 [V].

By umożliwić pomiar zakresu ruchu zastosowano potencjometr obrotowy B20k o zakresie rezystancji od 0- 20[$k\Omega$]. W tym celu miał być umieszczony w osi stawu łokciowego manipulatora. Ponieważ potencjometr zasilono napięciem 24[V] dlatego w celu dopasowania do zakresu pomiarowego wejścia karty cyfrowej zastosowano dzielnik napięcia w stosunku 1/3.

Układ napędowy składał się z silnika BLDC BG65x50SI (24VDC) firmy Dunkermotoren parametry silnika zawarto w Tabeli 1.

Tabela 10. Parametry silnika BLDC BG65x50SI

Znamionowe napięcie zasilania[VDC]	24
Znamionowa prędkość [$obr./min.$]	3100
Znamionowy moment [Ncm]	26
Znamionowy prąd[A]	5,6
Moment startowy [Ncm]	163
Prąd startowy [A]	27
Bezwładność rotora [gcm^2]	128
Masa silnika [g]	1300

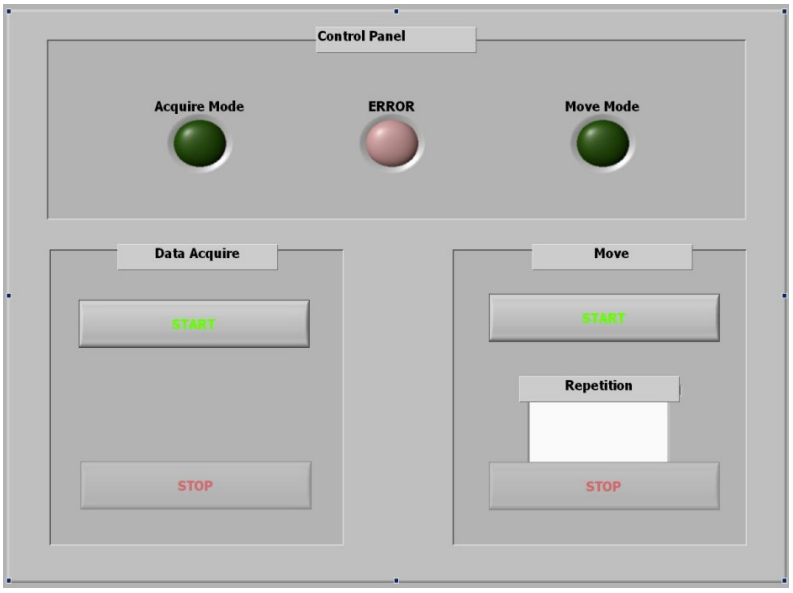
Silnik posiada możliwość sterowania prędkością obrotową za pomocą napięcia w zakresie amplitudy 0-10 [V] podawanego na wejście analogowe. Silnik posiada cztery tryby pracy których wybór dokonywany był przez dwa wejścia cyfrowe, Tabela 2.

Tabela 11. Tryb pracy silnika BLDC BG65x50SI

Stan wejścia 1	Stan wejścia 2	Tryb pracy
0	0	Off
1	0	Obrót w prawo
0	1	Obrót w lewo
1	1	Stop

2.2. Oprogramowanie

Oprogramowanie sterujące manipulatorem rehabilitacyjnym zostało zaprojektowane w celu obsługi wszystkich funkcji jakie spełniać ma sterowanie. Oprogramowanie zostało zrealizowane w środowisku LabVIEW 2008. Interface programu przedstawia *rysunek* .



Rys. 2. Interface programu

W sekcji Data Acquire po kliknięciu przycisku START manipulator wchodzi w tryb nauki ruchu. Dane o aktualnie wykonywanym ruchu zbierane są nieprzerwanie do momentu kliknięcia przez użytkownika przycisku STOP lub do momentu upływu 5 minut, co chroni bufor karty przed przepełnieniem. O fakcie przebywania w trybie nauki ruchu użytkownik jest informowany zaświeceniem się wskaźnika Acquire Mode. Po zebraniu danych pomiarowych użytkownik może wybrać z rozwijalnej listy opcji ilość powtórzeń ruchu (5, 10, 15, 30 powtórzeń). Następnie po kliknięciu przycisku START znajdującego się w sekcji Move manipulator rozpoczyna wykonywanie ruchu terapeutycznego. Urządzenie pozwala na dokładne odwzorowanie zarówno zakresu ruchu jak i jego prędkości chwilowej. O fakcie przebywania w trybie ruchu użytkownik jest informowany zaświeceniem się wskaźnika Move Mode. Urządzenie posiada również możliwość natychmiastowego zatrzymania ruchu (silnik przechodzi w stan STOP za pomocą przycisku STOP w sekcji Move). Przycisk ten ma charakter zabezpieczenia w przypadku wystąpienia niespodziewanych komplikacji w trakcie ruchu (na przykład ból w kończynie pacjenta) i powinien być dostępny dla pacjenta w każdej chwili. Dodatkowym zabezpieczeniem jest sygnalizacja błędu (wskaźnik ERROR) podczas komunikacji programu z kartą pomiarową. W przypadku wystąpienia błędu program przechodzi do stanu startowego.
Program został zrealizowany przy pomocy struktury maszyny stanów. Poszczególne stany to: Idle, Start Data Acquire, Data Acquire, Data Precessing, Start Move oraz Move. Konstrukcja programu a także określony wybór ilości stanów pozwala na proste rozbudowanie funkcjonalności.

Program po uruchomieniu przechodzi do stanu oczekiwania Idle. W stanie Idle program znajduje się w momentach, kiedy użytkownik nie wykonuje żadnych akcji jest to również stan Default programu. Węzły własności Properity Nodes sprawiają, że w stanie tym do obsługi użytkownikowi oddane są tylko przyciski START w sekcjach Data Acquire, oraz Move, a także możliwość wybrania ilości powtórzeń ruchu. W przypadku kliknięcia przycisku START

w sekcji Move bez wcześniejszego zebrania danych o nowym ruchu manipulator zacznie wykonywać ostatni zaprogramowany ruch z założoną ilością powtórzeń. Do obu wejść cyfrowych silnika zostają przesłane stany niskie 0, silnik znajduje się w stanie STOP.

W stanie Start Data Acquire przeprowadzane są wszelkie czynności konieczne do wykonania przed rozpoczęciem zbierania danych o zakresie i prędkości ruchu w trybie nauki manipulatora. Węzły własności Properity nodes sprawiają, że w stanie Data Acquire do obsługi użytkownikowi oddany jest tylko przycisk STOP, który służy do wyjścia z trybu nauki.

W stanie Data Acquire zbudowano wątek pomiarowy dla wejścia analogowego karty cyfrowej (ai1). Wątek skonfigurowano do ciągłego pomiaru napięcia, w trybie RSE, z częstotliwością próbkowania równą 10[Hz]. Wartość każdej próbki zostaje zaokrąglona z dokładnością do części setnych w celu wyeliminowania drobnych wahań lub oscylacji napięcia wokół poziomu 0.

W stanie Data Processing każda kolejna próbka napięcia zostaje odjęta od poprzedniej a wartość różnicy zostaje wpisana do tablicy. Znak dodatni lub ujemny dostarcza informacji o kierunku ruchu potencjometru a co za tym idzie ramienia manipulatora. Stan ten stwarza możliwość dokonania innych operacji na zebranych danych pomiarowych w razie potrzeby.

Do stanu Start Move program przechodzi po kliknięciu przez użytkownika przycisku START w panelu Move w trakcie gdy program znajduje się w stanie Idle. W stanie Start Move przeprowadzane są wszelkie czynności konieczne do wykonania przed rozpoczęciem odtwarzania przez manipulator zadanego ruchu. Węzły własności Properity nodes sprawiają, że w stanie Move do obsługi użytkownikowi oddany jest tylko przycisk STOP, który służy do natychmiastowego zatrzymania ruchu manipulatora oraz przejścia silnika w stan STOP. Po wykonaniu wszystkich czynności program automatycznie przechodzi do stanu Move.

W stanie Move tablica różnic napięć między kolejnymi próbkami zostaje wykorzystana w dwojaki sposób. W zależności od znaku każdej kolejnej próbki będącej elementem tablicy na silnik zostaje przesłany konkretny stan wejść logicznych (obrót w lewo lub w prawo). W przypadku, kiedy różnica wynosi zero silnik przechodzi w stan STOP. Na podstawie numerycznej wartości różnicy napięć obliczana jest zadana prędkość chwilowa wału silnika za przekładnią, która po przeliczeniu za pomocą proporcji na odpowiednie napięcie zostaje przesłana na wejście analogowe silnika sterujące prędkością obrotów.

3. PODSUMOWANIE

Założony model sterowania po zrealizowaniu wszystkich zaprojektowanych układów połączeń oraz wykorzystaniu oprogramowania pozwolił na uzyskanie na wale silnika ruchu zgodnego co do zakresu oraz prędkości chwilowej z ruchem ramienia manipulatora symulowanym poprzez zmiany pozycji pokrętła potencjometru. Poprawnie działa także przycisk bezpieczeństwa, umożliwiający nagłe zatrzymanie ruchu z utrzymaniem położenia w przypadku np. wystąpienia u pacjenta bólu.

Należy pamiętać, że przedstawiony projekt sterowania oraz oprogramowania jest jedynie wstępną koncepcją, i został zrealizowany w celu potwierdzenia słuszności założeń projektowych. Na obecnym etapie rozwoju nie został rozwiązany problem odsprzęglania ramienia manipulatora od wału silnika w czasie, gdy manipulator znajduje się w trybie nauki ruchu poprzez zastosowanie odpowiednich sprzęgieł elektromagnetycznych bądź zamianę napędu manipulatora z elektrycznego na pneumatyczny. Projekt umożliwia rozszerzenie możliwości sterowania o kolejne silniki, ich ilość ogranicza jedynie liczba poszczególnych wejść i wyjść karty cyfrowej które zależą od zastosowanego typu karty. Projekt zakłada również wzbogacenie oprogramowania o funkcję archiwizacji danych, tak aby konkretny ruch rehabilitacyjny został przypisany do konkretnego pacjenta wraz z jego postępami w

leczeniu. Zaproponowane sterowanie pozwala w prosty sposób osiągnąć zadowalające rezultaty. Umożliwia także dużą kompaktowość urządzenia, ponieważ środowisko LabVIEW pozwala na tworzenie systemów czasu rzeczywistego co w połączeniu ze zintegrowaną kartą pomiarową pozwala osiągnąć niewielkie rozmiary urządzenia.

Pracę wykonano w ramach projektu badawczego nr NN 502 719 440

LITERATURA

[1] Biuro Pełnomocnika Rządu ds. Osób Niepełnosprawnych; www.niepelnosprawni.gov.pl/niepelnosprawnosc/(odwiedzona 26.10.2010)
[2] Hesse S. Schmidt H, Cordula W.: Machines to suport motor rehabilitation after stroke: 10 years of experience. Jurnal of Rehabilitation Research & Development, Aug/Sep 2006, 42(5), s. 671-678.
[3] Praca zbiorowa pod redakcją Morecki A, Knapczyk J. Podstawy robotyki. Teoria i elementy manipulatorów i robotów. Warszawa: Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, 1993.

FORMULATION OF A CONCEPT OF UPPER LIMB REHABILITATION MANIPULATOR STEERING

Summary. The aim of this work was to propose a concept of steering a manipulator arm in upper limb rehabilitation. The idea of a motion model is to study this motion performed by the patient, accompanied by restrained limb to the manipulator arm in assist of qualified staff. Than repeating the movement behaviour with instantaneous velocity and range. Our steering allow to choose the number of repetitions of performed movement. The task has been executed in the LabVIEW environment using PC, measuring card, rotary potentiometer and the BLDC motor.

Małgorzata OTRĘBSKA, Koło Biomechaniki, Politechnika Śląska,
Marek GZIK, Edyta KAWLEWSKA, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska,
Dawid LARYSZ, Śląski Uniwersytet Medyczny.

PRZEDOPERACYJNE INŻYNIERSKIE WSPOMAGANIE ZABIEGU NEUROCHIRURGICZNEGO KOREKCJI DEFORMACJI GŁÓWKI DZIECKA

Streszczenie. Celem pracy było przedoperacyjne zaplanowanie w programie komputerowym Mimics zabiegu neurochirurgicznego korekcji deformacji główki dziecka. W ramach pracy, obrazy z tomografii komputerowej wprowadzono do programu Mimics, sformułowano model 3D główki, zaplanowano cięcia kości czaszki oraz ich ułożenie w prawidłowej pozycji tak, aby uzyskać prawidłowy wygląd główki dziecka. Następnie wykonano kraniometrię pozwalającą na porównanie wymiarów czaszki przed i po zabiegu.

1. WSTĘP

Kraniosynostoza to przedwczesne zrośnięcie szwów, prowadzące do zniekształcenia czaszki, zmniejszenia jamy czaszkowej lub powodujące ucisk prawidłowo rozwijającego się mózgu. Prowadzi do zahamowania prawidłowego wzrostu kości płaskich, powodując zniekształcenie czaszki.

U dzieci z tą chorobą często występuje zniekształcona, mała główka i wytrzeszcz gałek ocznych, co jest widoczne od razu po urodzeniu, bądź może ujawnić się w pierwszym roku życia. W badaniach EEG można zaobserwować zmiany u pacjentów z objawami uciskowymi. Dużym zagrożeniem jest pojawianie się wzmożonego ciśnienia wewnątrzczaszkowego oraz uciskowych objawów mózgowych takich jak niedowłady, niedorozwój umysłowy czy padaczka. Kolejnym ważnym problemem są zaburzenia wzrokowe tj. osłabienie ostrości widzenia oraz zanik nerwu wzrokowego. Chorobom tym często towarzyszą inne liczne wady wrodzone szkieletu i narządów wewnętrznych [1–6].

W łagodnych stanach chorobowych organizm sam radzi sobie z problemem lub do leczenia wystarczają hełmy ortopedyczne. Jednakże, w wielu przypadkach konieczna jest operacja, która może zostać wykonana endoskopowo (w pierwszych miesiącach życia) bądź „klasycznie".

W ramach zabiegu korygującego należy rozdzielić wszystkie przedwcześnie zrośnięte kości, ustawić je w prawidłowej pozycji i umożliwić ich wzrost w każdym kierunku, w którym powinno to nastąpić podczas prawidłowego rozwoju.

Coraz częściej lekarze przed skomplikowaną operacją współpracują z inżynierami biomechaniki, którzy wspomagają ich w planowaniu zabiegów operacyjnych przed ich wykonaniem. Technologia obrazowania pozwala na eksport obrazów z badań diagnostycznych, takich jak tomografia komputerowa czy rezonans magnetyczny, do komputera. Dzięki temu istnieje możliwość wygenerowania trójwymiarowego modelu pacjenta, a następnie praca na tym modelu, dokładne zaplanowanie krok po kroku jak ma wyglądać zabieg, gdzie i jakie metody powinno się zastosować, a także co przyniesie

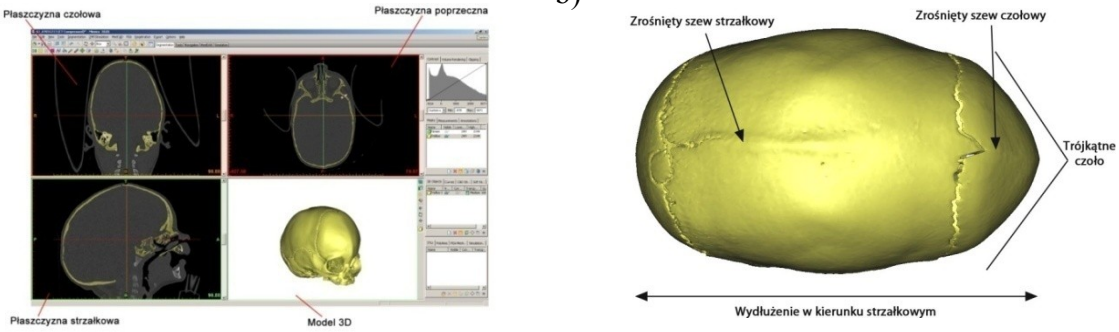
najbardziej pożądany efekt. Można też zwizualizować, jakie będą końcowe rezultaty tak wykonanej operacji.

2. PRZEDOPERACYJNE PLANOWANIE ZABIEGU

W pracy rozpatrywany był przypadek zdeformowanej główki trzymiesięcznego chłopca. Zdjęcia z tomografii komputerowej wykazały, że dziecko choruje na trigonocephalię, objawiającą się trójkątnym czołem spowodowanym przedwczesnym zrostem szwu czołowego oraz na scaphocephalię, czyli długogłowie spowodowane zrostem szwu strzałkowego.

Zdjęcia główki chłopca uzyskane z tomografii komputerowej zaimportowano do programu MIMICS, gdzie stworzono maskę z wyodrębnionymi kośćmi dziecka (skala Hounsfielda: 249 - 2144).

a) b)



Rys. 4.: a) Widok okna programu Mimics, b) Model 3D czaszki chłopca

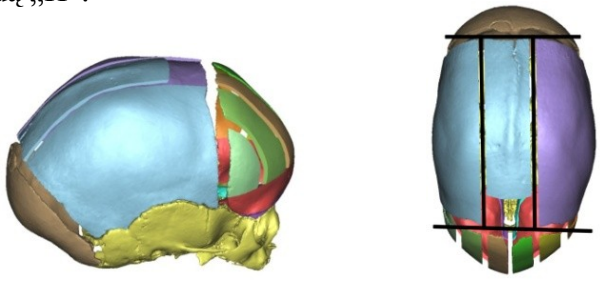
Po odpowiednim przygotowaniu maski, został obliczony model 3D czaszki, który umożliwia dokładną ocenę deformacji główki i jej przyczyny.

Na modelu możliwe było wstępne zaplanowanie przebiegu operacji oraz ustalenie gdzie powinny zostać wykonane cięcia, aby w wyniku operacji uzyskać pożądany kształt czaszki. Zostały wykonane podstawowe cięcia:

- szwu wieńcowego z zajściem na kość czołową i kości ciemieniowe,
- szwu węgłowego z zahaczeniem kości ciemieniowych i potylicznej,
- cięcia wzdłuż poszczególnych szwów tak, aby całkowicie wyodrębnić kość czołową, potyliczną i część, na którą składają się dwie kości ciemieniowe.

2.1. Korekcja scaphocephalii

W przypadku łódkogłowia korekcja polega na wyodrębnieniu 2 kości ciemieniowych, rozszerzeniu na boki oraz przesunięciu i pochyleniu ich do przodu. Aby uzyskać taki efekt, wykonano cięcia metodą „П”.



Rys. 5. Widok zastosowanych nacięć przy korekcji łódkogłowia

Poza lekkim rozchyleniem kości ciemieniowych na zewnątrz oraz przesunięciem ich do przodu w stronę kości czołowej, pas między tymi kośćmi przesunięto także do przodu oraz przechylono tak, aby dopasować go do krzywizny kości ciemieniowych w nowym miejscu. Dodatkowo dzięki tym zabiegom można było przybliżyć kość potyliczną do kości ciemieniowych tak, aby przyjęła pozycję bardziej pionową. Wykonano również dodatkowe cięcia od strony kości potylicznej i czołowej, by uzyskać przerwy między poszczególnymi segmentami kostnymi. Pozwoliło to także skrócić czaszkę w kierunku strzałkowym i pozbyć się tzw. długogłowia, charakterystycznego dla tej choroby.

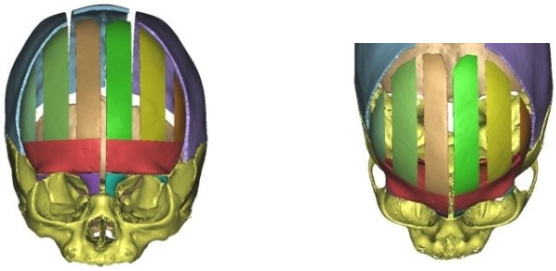


Rys. 6. Widok czaszki po korekcji łódkogłowia

2.2. Korekcja Trigonocephalii

Uzyskanie prawidłowego wyglądu główki polega na usunięciu charakterystycznego trójkątnego czoła, grzebienia na zrośniętym szwie czołowym, a także zaokrągleniu oraz cofnięciu całej części czołowej.

Aby to uzyskać należało przede wszystkim przeciąć szew czołowy, następnie utworzyć osobny fragment kości nad łukiem nadoczodołowym oraz każdą z połówek kości czołowej podzielić na 3 pasy.

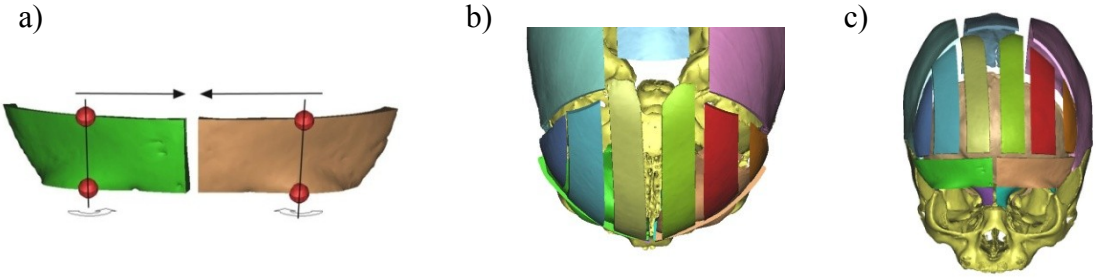


Rys. 7. Widok prawidłowo zaaplikowanych cięć kości czołowej

Podstawowym założeniem korekcji trignocephalii było wyprostowanie wcześniej wyciętego pasa nad łukiem nadoczodołowym i zlikwidowanie charakterystycznego trójkąta w okolicach szwu czołowego.

Następnie należało ustawić pasy na czole odpowiednio do łuku nadoczodołowego, jednocześnie przesuwając i obracając w taki sposób, aby uzyskać poprawny kształt czoła.

a) b) c)



Rys. 8.: a) Korekcja łuku nadoczodołowego, b) i c) Korekcja trigonocephalii

3. OCENA WIRTUALNEJ SYMULACJI ZABIEGU KORYGUJĄCEGO

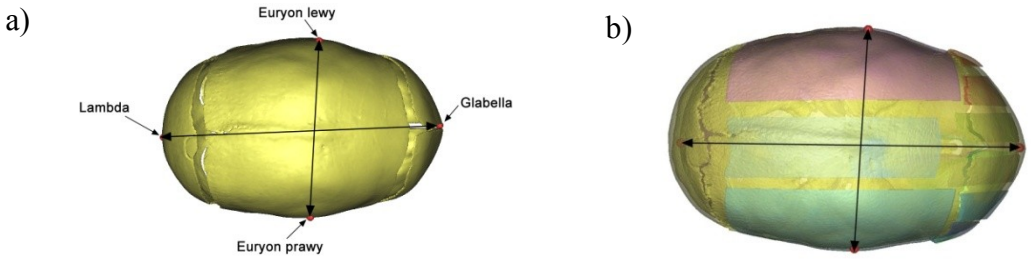
Antropometria polega na badaniu odległości między różnymi częściami ciała. Jedną z gałęzi antropometrii jest kraniometria zajmująca się pomiarami czaszki.
Kraniometria polega na określeniu punktów na czaszce, dzięki którym można wyznaczyć poszczególne odcinki, kąty lub łuki określające wymiary czaszki (wysokość, szerokość, obwód, rozstaw kości itp.).

Kraniometria została wykonana w tej pracy przede wszystkim po to, aby zobaczyć jak zmienią się wymiary czaszki po przeprowadzeniu zabiegu. Dlatego charakterystyczne punkty (euryon prawy i lewy oraz glabella i lambda) zostały naniesione na model 3D stworzony z obrazów diagnostycznych tomografii komputerowej, a potem te same punkty zostały umieszczone na czaszce po zaplanowanej korekcji deformacji główki chłopca.

Ocena korekcji scaphocephalii polegała na wyznaczeniu tzw. indeksu cefalicznego (IC), który określa stosunek maksymalnej szerokości czaszki do maksymalnej długości, pomnożony przez 100.

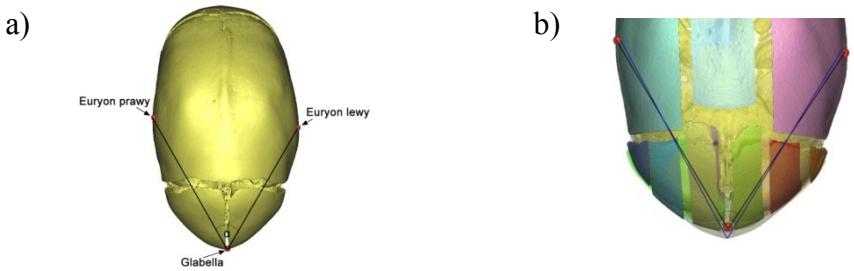
$$\text{———} \quad \text{, a zatem} \quad \text{———} \tag{1}$$

Prawidłowy indeks cefaliczny dla dzieci do szóstego miesiąca życia wynosi: [68 ± 5].
U pacjenta przed operacją wynosił 60,99, natomiast po operacji 64,31. Można zaobserwować wzrost wartości indeksu, a więc wynik uzyskany po korekcji scaphocephalii mieści się w granicach normy, co sugeruje prawidłową korekcję deformacji.



Rys. 9.: a) Widok z góry czaszki z zaznaczonymi punktami.
b) Porównanie czaszki przed i po operacji

Ilościową ocenę poprawy kształtu czoła można przeprowadzić poprzez wyznaczenie kąta przed i po zaplanowanym zabiegu, a następnie porównać te wyniki.

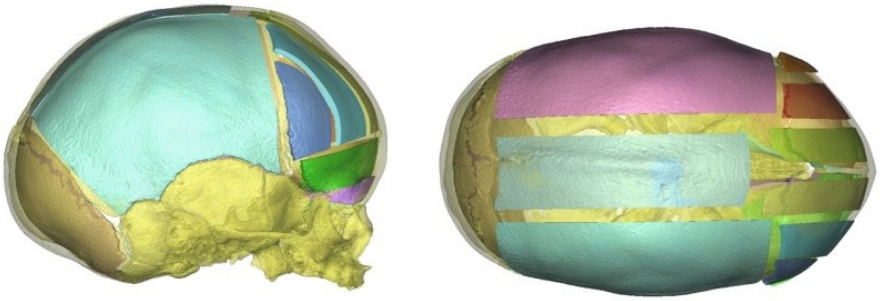


Rys. 10.: a) Czaszka z zaznaczonym kątem, między trzema charakterystycznymi punktami.
b) Porównanie kątów na czole przed i po operacji

Kąt przed operacją był równy 59,01°, natomiast po operacji 44,18°, co wskazuje na wyraźną poprawę kształtu czoła.

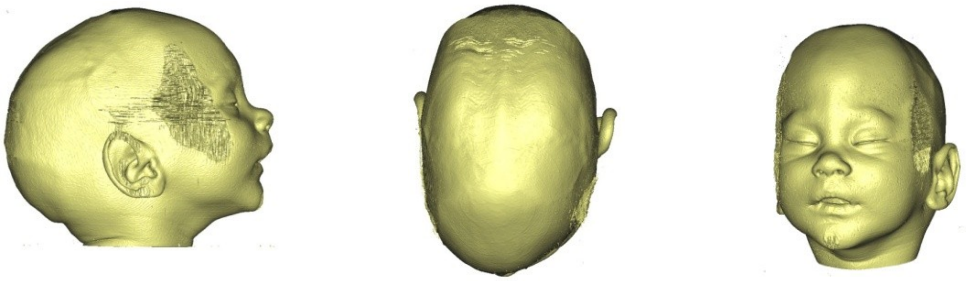
3.1. Symulacja efektów zabiegu

Program komputerowy Mimics umożliwia nałożenie kilku modeli 3D na siebie. Dzięki temu można porównać czaszkę przed (przezroczysta powłoka) i po zabiegu (ciemniejsze fragmenty kostne).



Rys. 11. Porównanie czaszki przed i po zabiegu

Istnieje także możliwość wygenerowania maski tkanki miękkiej (skala Hounsfielda: od -1024 do 3071), co pozwala na zobrazowanie wyglądu główki z nałożoną powłoką skórną. Dzięki wygenerowaniu takiego modelu można zaobserwować jak zmieni się wygląd główki dziecka, a nie tylko samej czaszki, po przeprowadzeniu operacji.



Rys. 12. Modele główki chłopca po zabiegu

Po nałożeniu skóry na czaszkę, różnice między modelami przed i po zabiegu są mniej widoczne, jednak należy pamiętać, że najważniejsze było odbarczenie mózgu i umożliwienie dalszego prawidłowego rozwoju dziecka.
Nierówności na bokach modeli wynikają z usunięcia w programie fragmentów poduszek, które przytrzymywały główkę chłopca podczas wykonywania tomografii komputerowej.

4. WNIOSKI

Przedoperacyjne inżynierskie planowanie zabiegów medycznych przy pomocy programów komputerowych, pozwalających na uzyskanie trójwymiarowych modeli na podstawie obrazowania medycznego, poszerza granice dotychczasowych operacji.

Przedoperacyjne planowanie umożliwia przede wszystkim:

- dobór optymalnej, indywidualnej metody przeprowadzenia operacji,
- prognozowanie i wcześniejsze zapobieganie większości problemów,
- skrócenie czasu zabiegu, a zatem skrócenie czasu narkozy pacjenta i zwiększenie bezpieczeństwa,

- trójwymiarowe wizualizacje wyników operacji,
- trening na trójwymiarowym modelu przed zabiegiem,
- porównanie modeli przed i po zabiegu, możliwość oceny efektów leczenia poprzez wykonanie obliczeń wytrzymałościowych i zasymulowanie działania różnych sił odzwierciedlających sytuacje w życiu codziennym. Dzięki temu istnieje możliwość przewidzenia jak będzie się zachowywał narząd po operacji.

Należy zauważyć, że ostateczna ocena efektów leczenia będzie możliwa dopiero po pewnym czasie od operacji, kiedy główka dziecka wraz ze wzrostem nabierze prawidłowego kształtu, a także możliwa będzie ocena rozwoju neuropsychologicznego dziecka.

Metoda inżynierskiego wspomagania zabiegów operacyjnych otwiera nowe możliwości w dziedzinie chirurgii i zapewne w niedalekiej przyszłości będzie powszechnie stosowana przed wykonywaniem skomplikowanych operacji.

LITERATURA

[1] Marchac D., Renier D.: *Craniofacial Surgery for Craniosynostosis.* Little, Brown and Company. Boston, 1982, ISBN 0-316-54582-1.
[2] Gaskill S., Marlin A. E.: *Neurologia i neurochirurgia dziecięca*. Wyd. I. TA. WPN UNIVERSITAS. Kraków, 2000. ISBN 83-7052-777-9.
[3] *Neurochirurgia w zarysie*. Red. M. Pawlina, Wyd. I. PZWL. Warszawa, 1999.ISBN 83-200-2301-7.
[4] *Neurochirurgia*. Red. prof. dr hab. n. med. J. Bidziński. Wyd. II. PZWL. Warszawa, 1988. ISBN 83-200-1207-4.
[5] Prusiński A.: *Podstawy neurologii klinicznej*. Wyd. IV. PZWL. Warszawa, 1983. ISBN 82-200-0684-8.
[6] Lindsay K. W., Bone I.: *Neurologia i Neurochirurgia*. Wyd. Elsevier Urban & Partner. Wrocław, 2003. ISBN 978-83-89581-29-7.

PREOPERATIVE ENGINEERING SUPPORT OF THE NEUROSURGICAL TREATMENT IN CRANIOSYNOSTOSIS

Summary. Aim of this thesis has been the preoperative design of neurosurgical procedure of baby's head deformation correction. Surgical simulation software Mimics has been used for creation three dimensional baby's head model. This model is based on computed tomography images input. Next the geometry of the cutouts has been designed, with care about postoperative head shape. Last craniometry has been done, which allows to compare dimensions of scull before and after procedure.

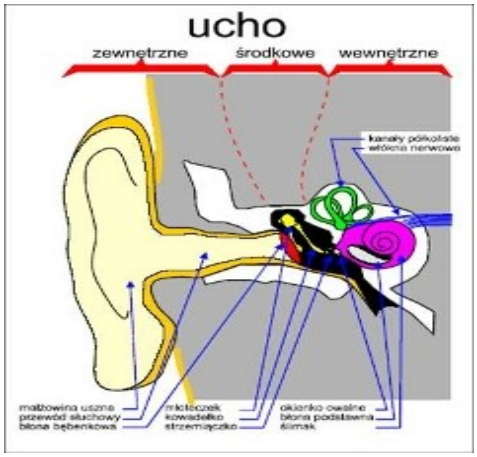
Iwona PIETRALIK, Sylwia ŁAGAN, Instytut Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

APARATY SŁUCHOWE A IMPLANTY SŁUCHU. STAN OBECNY I PERSPEKTYWY ROZWOJU

Streszczenie. Słuch jest zmysłem pozwalającym na odbieranie fal dźwiękowych. Narządem słuchowym są uszy. Coraz częściej człowiek spotyka się z ubytkiem słuchu. Historia zastosowania pierwszych urządzeń wspomagających słyszenie sięga aż starożytności. Zaczęto używać metalowe tuby. Wynalezienie mikrofonu, wzmacniaczy i tranzystorów spowodowało szybki postęp w rozwoju i miniaturyzacji aparatów słuchowych. Dzisiejsze aparaty słuchowe są dostosowywane do każdego pacjenta indywidualnie. Możemy wyróżnić aparaty słuchowe zauszne typu BTE i typu RITE, a także aparaty wewnątrzuszne ITE i wewnątrzkanałowe CIC.

1. WSTĘP

Słuch jest jednym z wielu zmysłów, które posiada ludzki organizm. Dzięki niemu możemy odbierać informacje za pomocą dźwięków dochodzących do nas z otoczenia. Punktem wyjścia każdego dźwięku jest ruch. Narządem dzięki któremu możemy słyszeć jest ucho. Odbiór dźwięków przebiega za pomocą części przewodzącej (ucho zewnętrzne i środkowe) oraz odbiorczej (receptor słuchowy- ucho wewnętrzne), następnie poprzez nerw słuchowy dociera do ośrodka korowego mózgu, gdzie ostatecznie następuje rozumienie wrażenia dźwięku (rys.1).



Rys. 1. Budowa ucha [4]

W części zewnętrznej możemy wyróżnić małżowinę uszną i kanał słuchowy. W skład ucha środkowego wchodzi błona bębenkowa połączona przez kosteczki słuchowe: młoteczek, kowadełko i strzemiączko z okienkiem owalnym. W części wewnętrznej ucha centralne miejsce znajduje ślimak z kanałami półkolistymi i wychodzący z niego nerw słuchowy.

2. USZKODZENIA SŁUCHU

Ten oto zadziwiający i skomplikowany narząd jakim jest ucho może odbierać fale dźwiękowe, przekształcać je w ruch kosteczek, następnie w ruch fal w płynie, a w końcu w impulsy nerwowe, które są przesyłane do mózgu i przez niego interpretowane. Jakiekolwiek uszkodzenie części tego skomplikowanego systemu pociąga za sobą ubytek słuchu. Ubytek słuchu oraz szumy uszne powoli stają się jednym z problemów cywilizacyjnych na całym świecie. Przypuszcza się, że 10 [%] ludzi cierpi z powodu zaburzeń słuchu, ale tylko nieliczni noszą aparaty słuchowe. Ubytki słuchu nie są związane jedynie z procesem starzenia, dotyczą ludzi w każdym wieku, coraz częściej również ludzi młodych i dzieci. Najczęściej spotykaną przyczyną zewnętrzną ubytku słuchu jest wpływ środowiska czyli nadmierna ekspozycja na głośne dźwięki takie jak panujący naokoło hałas. Ubytek słuchu możemy podzielić na dwa rodzaje: ***przewodzeniowy***, zlokalizowany w przewodzie słuchowym lub w uchu środkowym oraz ***odbiorczy***, który usytuowany jest na poziomie włókien nerwowych lub na poziomie komórek czuciowych ślimaka. Jeśli oba typy ubytków występują jednocześnie, mamy do czynienia z mieszanym ubytkiem słuchu. W większości przypadków problemy ze słyszeniem nie oznaczają , że dźwięki słyszane są niewystarczająco głośne. Poważny ubytek słuchu w niektórych częstotliwościach może doprowadzić do „trudności w rozróżnianiu", polegających na tym, że osoba słabo słysząca słyszy, ale nie rozumie przekazywanej informacji, źle ją interpretuje.

Ubytek słuchu możemy podzielić na pewne sektory w zależności od tego, która część ucha jest uszkodzona. Typowe problemy w przypadku ucha zewnętrznego to stan zapalny przewodu słuchowego oraz nadmierne gromadzenie woskowiny. Usunięcie tych problemów jest zazwyczaj bardzo proste. Ważne jest jednak szybkie działanie, aby uniknąć uszkodzenia słuchu. Infekcje, perforacje błony bębenkowej, płyn za błoną bębenkową czy otoskleroza (zwapnienie kości w uchu środkowym) to najczęściej spotykane problemy zakłócające działanie ucha środkowego.

Chirurgia lub leczenie farmakologiczne w wielu przypadkach mogą być pomocne w leczeniu ubytków słuchu, pod warunkiem, że mamy do czynienia z ubytkiem w części przewodzeniowej. W przypadku odbiorczego ubytku słuchu, aparaty słuchowe pozostają jedynym rozwiązaniem.

3. APARATY SŁUCHOWE WCZORAJ I DZIŚ

3.1 Historia aparatów słuchowych

Dzisiaj spotkamy się z dużym wyborem aparatów słuchowych, w których zastosowano różne rozwiązania techniczne, umożliwiające dostosowanie wzmocnienia dźwięku do potrzeb osoby niedosłyszącej. Zanim jednak nastąpił szybki postęp techniczny i technologiczny osoby niedosłyszące radziły sobie w inny sposób.

Najstarszym elementem wspomagającym słyszenie nawet w dzisiejszych czasach często używana jest tak zwana „muszla", utworzona przez rękę założoną za ucho. Umożliwiała ona łatwiejsze dotarcie dźwięków do małżowiny usznej. Pierwszym aparatem słuchowym, używanym jako wzmocnienie dźwięków była tuba lub tzw „wąż słuchowy" . Tuby najczęściej wykonane były z drewna, stali lub kości (poroża) jeleni (rys.2a). W późniejszych czasach, ok. wieku XVII, tuby montowano na stałe np. przy stołach, laskach. Jego szerszy koniec przykładano do ust osoby mówiącej, a węższą część do ucha osoby niedosłyszącej, unikając w ten sposób powstawania fali kulistej, w której energia maleje z kwadratem odległości. Barwa dźwięku transmitowanego przez taką rurkę jest nienaturalna, jako że na skutek nietłumionych rezonansów bardzo wydłuża się czas trwania transjentów (krótkotrwałych zmian wewnętrznej struktury dźwięku, występujące w każdym zjawisku dźwiękowym podczas jego kolejnych faz) początkowych i końcowych.

Zasadniczy rozwój techniki wspomagający ludzi z uszkodzonym słuchem nastąpił z chwilą wynalezienia w 1861 roku mikrofonu. Przełomu w budowie aparatów słuchowych dokonał Aleksander Graham Bell tworząc w 1870 roku telefon. Pierwsze aparaty słuchowe oparte na wyżej wymienionych urządzeniach pojawiły się w roku 1904 wydane przez firmę Deutsche Akustik. Wkrótce potem dołączyła do producentów aparatów słuchowych firma Siemens. W aparatach tych wykorzystano po raz pierwszy pewien rodzaj mikrofonu nazwanego węglowym. Pierwsze elektryczne wzmacniacze stały się dostępne mniej więcej na początku XX-go wieku. Wynaleziono wtedy pierwsze aparaty słuchowe. W roku 1924 zbudowano pierwszy „wzmacniacz węglowy" (rys.2b). W latach 1928-29 w układach aparatów słuchowych pojawiły się lampy elektroniczne. Pierwszy przenośny w walizce aparat słuchowy zbudował Marconi w 1933. W roku 1935 Edvin Stevens, z brytyjskiej firmy aparatów słuchowych „Amplivox", skonstruował aparat słuchowy zasilany lampami elektronicznymi o zmniejszonych wymiarach (rys.2c). Baterie zasilające anodę i katodę znajdowały się razem z mikrofonem i wzmacniaczem w jednym pudełku. Powoli zaczęto używać w nich mikrofonów piezoelektrycznych. W wyniku postępu miniaturyzacji w technologii aparaty słuchowe stawały się coraz mniejsze. W roku 1948 w laboratorium „Bell Telephone" w USA zbudowano pierwszy tranzystor. Pozwoliło to na zastąpienie lamp elektronicznych w aparatach słuchowych tranzystorami. Był to przełomowy moment w rozwoju technologii budowy aparatów słuchowych. Już w 1954 pojawiły się pierwsze aparaty słuchowe w okularach- Viennatone. W roku 1960 firma Siemens wprowadziła na rynek pierwsze zauszne aparaty słuchowe- Auriculette. Zaraz po nich pojawiły się także wewnątrzuszne aparaty słuchowe. Od tego czasu technologia aparatów słuchowych rozwijała się bardzo szybko dzięki postępowi w dziedzinie mikroelektroniki. W ostatnich latach w aparatach używa się specjalnych mikrofonów elektretowych pracujących na zasadzie mikrofonu kondensatorowego. Jego zaletą jest to, że jest znacznie mniej czuły na szumy i zakłócenia będące wynikiem tarcia oraz ma szersze pasmo transmisji niż jego poprzednicy. W 1977 roku pojawia się pierwsza próba połączenia technologii analogowej i cyfrowej w aparacie słuchowym i w 1986 roku powstaje aparat analogowy ze zintegrowanym procesorem cyfrowym, co zasadniczo zwiększa możliwości dopasowania tych urządzeń do indywidualnych potrzeb użytkowników.

a)  b)  c) 

Rys. 2. Tuba słuchowa (a), aparat węglowy (b), elektryczny aparat słuchowy (c) [4]

3.2 Aparaty słuchowe dziś

Aparat słuchowy to elektroniczne urządzenie zasilane baterią, służące do wzmacniania natężenia dźwięku u osób niedosłyszących. Nowoczesne aparaty słuchowe są skomplikowanym układem elektronicznym. Najważniejszymi częściami aparatu słuchowego są mikrofon, wzmacniacz i słuchawka. Dzięki postępowi, jaki dokonał się w dziedzinie aparatów słuchowych możliwa jest ich stopniowa miniaturyzacja a także zastosowanie układów elektronicznych wykorzystujących małe ilości energii zasilającej ,a także dzięki swym miniaturowym rozmiarom zapewniają pełną dyskrecję i komfort psychiczny pacjenta.

Aparat nie przywróci normalnej zdolności słyszenia, może jednak znacznie zrekompensować ubytek słuchu. Najmniejsze, dostępne dzisiaj aparaty słuchowe są niewiele większe od ziarenka kawy. Problem pisków sprzężenia został praktycznie wyeliminowany. Większość aparatów jest indywidualnie programowana w oparciu o dane dotyczące ubytku słuchu pacjenta. Dzięki automatyzacji wielu funkcji obsługa aparatu jest znacznie ułatwiona.

Ogólnie możemy wyróżnić 3 rodzaje aparatów słuchowych:

- Aparaty słuchowe zauszne- klasyczne (tzw. *BTE*) (rys.3a) - wszystkie główne części aparatu są zespolone w jednej obudowie. Aparat umieszczony jest za uchem. Dźwięk przechodzi przez mikrofon, do wzmacniacza gdzie ulega wzmocnieniu, dociera do słuchawki, a następnie za pośrednictwem plastikowej rurki i wkładki do przewodu słuchowego. Wkładki są tworzone indywidualnie do każdego użytkownika na podstawie pobranych wycisków,
- Aparaty słuchowe zauszne ze słuchawka w uchu (tzw. *RITE*) (rys.3b)- wszystkie główne części aparatu poza słuchawką są zespolone w jednej obudowie znajdującej się za uchem, natomiast słuchawka, na którą nakłada się indywidualną wkładkę jest bezpośrednio w kanale słuchowym,
- Aparaty słuchowe wewnątrzuszne (tzw. *ITE*) (rys.3c)- wkłada się je w całości do ucha, wypełniają całkowicie wgłębienie małżowiny usznej. W tym aparacie słuchowym brak jest dodatkowych elementów (rurki i wkładki usznej), ponieważ sama wkładka jest tu obudową całego aparatu słuchowego,
- Aparaty słuchowe wewnątrzkanałowe (tzw. *CIC*)(rys.3d) - główne części aparatu (mikrofon, wzmacniacz, słuchawka) są umieszczone głęboko, wewnątrz przewodu słuchowego, największą zaletą tego aparatu słuchowego jest jego niewidoczność.



a) b) c) d)

Rys. 3. Aparaty słuchowe a)typu BTE, b)typu RITE, c)typu ITE d) typu CIC [4]

Wyróżnić możemy także inne rodzaje protezowania słuchu m.in.:

- Implant ślimakowy jest to elektroniczna proteza, wszczepiana podczas operacji chirurgicznej. Jest to urządzenie przeznaczone dla osób głuchych oraz w dużym stopniu niedosłyszących, których wada spowodowana jest uszkodzeniem narządów w części wewnętrznej ucha i którym aparaty słuchowe nie pomagają. Całość systemu implantu ślimakowego składa się z dwóch części: zewnętrznej, przetwarzającej sygnały akustyczne w elektryczne, przekazywane dalej do części wewnętrznej, wszczepianej pod skórę, umieszczanej w loży kostnej przygotowanej przez chirurga w zagłębieniu kości czaszki. Procesor mowy odbiera dźwięki z otoczenia, przetwarza je na specjalny kod i przesyła do implantu. Implant, wewnątrz ucha, odbiera kod elektryczny z procesora mowy i odpowiednio stymuluje zakończenia nerwu słuchowego w ślimaku, dzięki czemu pacjent znowu może słyszeć.



Rys. 4. Implant ślimakowy [4]

4. WNIOSKI

Dzisiejsze aparaty słuchowe (rys. 5) wykorzystują technologię cyfrową i są wyposażone w komputerowe układy scalone o dużej mocy. Stworzenie nowego rodzaju przetworników i baterii pozwalających na długotrwałe używanie aparatów słuchowych staje się punktem wytycznym dla przyszłych inżynierów. Ogromna funkcjonalność zapewniająca lepszą jakość dźwięku, łączność bezprzewodowa i wciąż zmniejszające się wymiary aparatów to cechy nowoczesnych rozwiązań wspomagających słyszenie.

Wraz z rozwojem technologii zmieniał się też stosunek ludzi do aparatów słuchowych. Mniejsze urządzenia, nowe wzornictwo, elegancka i bogatsza kolorystyka pomagają użytkownikom nosić aparaty słuchowe swobodnie i z pewnością siebie.



Rys. 5. Wykaz wszystkich rodzajów aparatów słuchowych [4]

LITERATURA

[1] Hojan E.: Akustyka aparatów słuchowych, Wydawnictwo naukowe UAM, wydanie I, Poznań 1997,
[2] Hojan E.: Dopasowanie aparatów słuchowych, Wydawnictwo MEDITON, wydanie I, Łódź 2009,
[3] Elberling C., Worsoe K.: Zanikające dźwięki, Wydawnictwo The Oticon Foundation, Denmark 2006,
[4] Strony internetowe
- http://www.oticon.pl;
- http://www.usłysz.pl;
- http://www.sluch.com.pl/sluch/sluch.htm;
- http://pl.wikipedia.org/wiki/.

HEARING AIDS AND HEARING IMPLANTS. CURRENT STATUS AND PROSPECTS OF DEVELOPMENT

Summary. This paper presents a literature review based on the generation of hearing aids, with particular emphasis on the anatomical structures of the ear and hearing loss affecting the structure and type of prostheses. An important aspect is the analysis of future solutions, taking into account the advantages and disadvantages of current hearing aids and their uses.

Magdalena SKOWROŃSKA, Joanna SADOWSKA, Magdalena KROMKA-SZYDEK,
Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

MODEL DŁONI W PROGRAMIE CATIA V5 Z UWZGLĘDNIENIEM PARAMETRÓW RUCHLIWOŚCI RĘKI

Streszczenie. Celem prezentowanej pracy było stworzenie modelu dłoni uwzględniającego parametry ruchliwości ręki. W referacie przedstawione zostały uśrednione wyniki uzyskane z badań sprawności ręki. Analizie poddano 16 parametrów, jakimi charakteryzuje się kończyna sprawna. Do realizacji tematu wykorzystano system wspomagania procesu projektowania Catia v5. Powstała koncepcja modelu jest bazą do stworzenia prototypu protezy dłoni.

1. WSTĘP

Amputacja stanowi najbardziej radykalny sposób leczenia, jednak dzięki rozwojowi współczesnej nauki i techniki w medycynie nie musi już oznaczać kalectwa. Nowoczesne protezy mają za zadanie, w najbardziej dogodny dla pacjenta sposób, pomagać w przezwyciężaniu ograniczeń wynikających z utraty kończyny.

Budowa sztucznej ręki i jej organizacja muszą umożliwiać chwytanie dowolnego przedmiotu z dużą dokładnością, dynamiką i odpowiednią siłą, w sposób zsynchronizowany przez niezależny ruch palców i kciuka.

Skonstruowanie protezy dłoni stanowi bardzo skomplikowany problem z uwagi na złożoność, różnorodność i precyzję wykonywanych rękami czynności. Dodatkowym utrudnieniem jest przeniesienie na model parametrów ruchliwości charakterystycznych dla zdrowej kończyny i indywidualnych dla każdego człowieka.

2. BADANIA SPRAWNOŚCI RĘKI

Badanie sprawności ręki ma na celu wykazanie jakim zakresem ruchów dysponuje dany staw (ruch bierny) oraz jakim zakresem badany potrafi się posłużyć (ruch czynny). W zwykłych warunkach zakres ruchów biernych praktycznie niemal pokrywa się z zakresem ruchów czynnych, w stanach patologicznych mogą jednak istnieć duże różnice.

Badaniom poddane były kolejno zakresy ruchliwości nadgarstka, kciuka oraz palców II, IV, V. Grupę badawczą stanowili studenci w przedziale wiekowym 20-22 lata (70 osób).

W przypadku badania nadgarstka, sprawdzane były zakresy: prostowania lub uniesienia grzbietowego, zginania dłoniowego, odchylenia promieniowego, odchylenia łokciowego.

Badając ruchliwość kciuka mierzono rozciągłości: odwodzenia równoległego, odwodzenia dłoniowego, zgięcia w stawie międzypaliczkowym, zgięcia w stawie śródręczno-paliczkowym, przeciwstawiania.

Natomiast ocena ruchliwości palców II-V obejmowała zakresy: zgięcia w stawie międzypaliczkowym dalszym, zgięcia w stawie międzypaliczkowym bliższym, zgięcia w stawie śródręczno-paliczkowym, odwodzenie i przywodzenie palców.

2.1. Wyniki badań ruchliwości ręki

Punktem wyjścia dla pomiarów jest pozycja pośrednia, czyli zerowa, stawów. Odpowiada ona normalnemu, anatomicznemu położeniu stawów u człowieka, gdy stoi on prosto, patrząc przed siebie.

Pozycja wyjściowa do badania nadgarstka: pełny wyprost, gdy ręka tworzy przedłużenie przedramienia. Pozycja wyjściowa do badań kciuka: wyprost z przyłożeniem się wzdłuż wskaziciela w przedłużeniu osi kości promieniowej. Pozycja wyjściowa do badań palców II-V: wyprost palców ustawionych równolegle do siebie w osi płaszczyzny grzbietu ręki i nadgarstka.

Celem badania ręki jest wykrycie i ustalenie istniejących dysfunkcji. Badanie nie informuje o rozległości zmian autonomicznych.

Tabela 1. Wyniki pomiarów ruchliwości ręki w odniesieniu do norm literaturowych.

		średnia	**max.**	**min.**	**norma** [2]
NADGARSTEK	prostowanie/uniesienie grzbietowe	76,24	120	43	70
	zginanie dłoniowe	74,44	120	15	80
	odchylenie promieniowe	34,96	75	10	20
	odchylenie łokciowe	43,49	70	12	b.d.
KCIUK	odwodzenie równoległe	78,06	105	46	70
	odwodzenie dłoniowe	78,17	110	40	70
	zgięcie w st. międzypaliczkowym	72,92	125	19	0-80
	zgięcie w st. śródręczno-paliczkowym	48,55	144	0	0-50
	przeciwstawianie	2,18	30	0	0
PALCE	zgięcie w st. międzypaliczkowym dalszym	74,58	165	0	90
	zgięcie w st. międzypaliczkowym bliższym	98,55	160	23	100
	zgięcie w st. śródręczno- paliczkowym	58,45	137	0	90
	odwodzenie i przywodzenie palca II	43,62	90	15	b.d.
	odwodzenie i przywodzenie palca IV	35,81	80	7	b.d.
	odwodzenie i przywodzenie palca V	58,35	150	29	b.d.

2.2. Analiza wyników

Zamieszczone w pracy wyniki badań sprawności ręki są charakterystyczne dla dobrze rozwiniętej, sprawnej kończyny. Zawężone zakresy ruchliwości najczęściej spowodowane są różnorodnymi przebytymi urazami. Równocześnie obserwowane szersze od średnich zakresy ruchliwości przeważnie są następstwem długiej aktywności sportowej (np. siatkówka, koszykówka) lub gry na instrumentach muzycznych (np. pianino).

Przedstawione statystyki poszczególnych ruchliwości pozwalają na określenie stopnia sprawności ręki oraz, w przypadku wyraźnych odstępstw od normy, dokładnej kontroli kończyny i jej ewentualnej rehabilitacji. Prawidłowe zakresy ruchomości poszczególnych stawów gwarantują poprawne wykonywanie dowolnego rodzaju chwytów ręki (precyzyjnych i siłowych).

Dla potrzeb powyższej pracy określone parametry ruchliwości umożliwiły nałożenie warunków brzegowych w modelu ręki, w programie Catia v5. Proces ten wyeliminował ograniczenia ruchu protezy spowodowane kolizją elementów.

3. ISTOTA MODELOWANIA W PROGRAMIE CATIA V5.

Obecnie proces tworzenia prototypu poprzedzany jest wykonaniem komputerowego modelu, na którym prowadzone są obliczenia, mające na celu zoptymalizowanie konstrukcji.

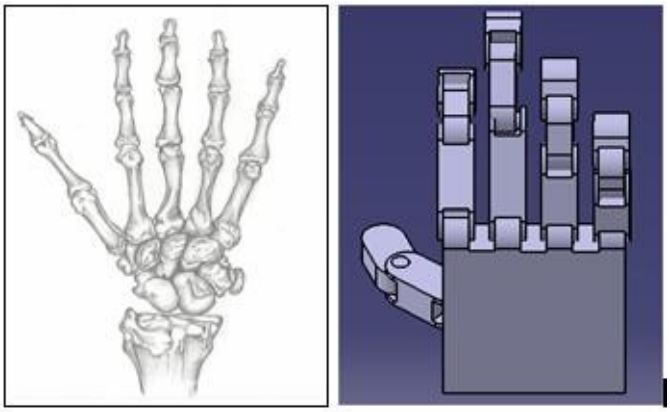
System CAD wspomaga projektowanie oraz tworzenie dokumentacji technicznej. Modelując w tym systemie mamy jednak ograniczone możliwości, ale odpowiednio organizując cały proces projektowania możemy znacznie poprawić końcowy rezultat.

CATIA to zaawansowany system CAD/CAM/CAE. Dostarcza on spójne, zintegrowane narzędzia do wspomagania prac na wielu etapach: od projektowania pojedynczych elementów poprzez tworzenie złożeń do projektowania procesu technologicznego obróbki. System ten jest także wyposażony w szereg narzędzi umożliwiających zautomatyzowanie procesu projektowania wyrobu. Ponadto posiada on moduły wyspecjalizowane w przeprowadzaniu analizy ergonomiczności konstrukcji, analizy wytrzymałościowej oraz optymalizacji.

4. MODELOWANIE DŁONI

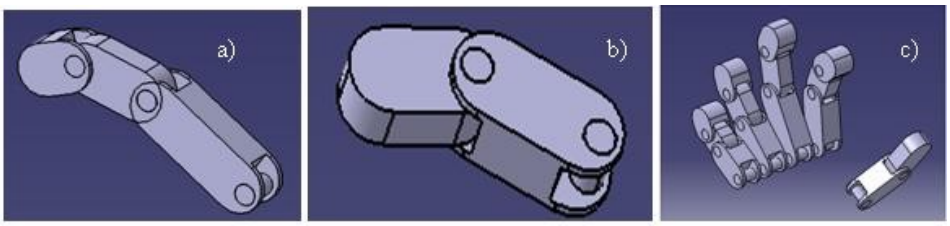
Projekt dłoni powstał poprzez modelowanie bryłowe. Poszczególne elementy ręki zaprojektowano w programie Catia v5 w module Part Design. Ponieważ dłoń ludzka jest bardzo złożona pod względem anatomicznym i nie jest możliwe stworzenie idealnego modelu konieczne było wprowadzenie uproszczeń:

- stawy zostały zobrazowane w postaci walców, co miało ułatwić późniejsze złożenie modelu,
- kości śródręcza w modelu zostały przedstawione jako jeden element będący wielościanem.

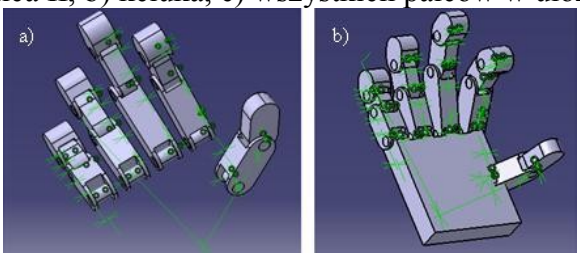


Rys. 1. Budowa anatomiczna oraz model komputerowy ręki

Pracę rozpoczęto od zamodelowania jednego palca. Ponieważ palce różnią się od siebie tylko skalą i proporcjami, mając gotowy jeden palec wystarczy skopiować go i przeskalować, aby uzyskać palce II-V (rys. 2a i 2c). Stworzony model, w skali 1:1, posiada cztery palce i przeciwstawny kciuk.



Rys.2. Modele: a) palca II, b) kciuka, c) wszystkich palców w ułożeniu anatomicznym



Rys.3. Modele z więzami złożeniowymi: a) palce, b) dłoń

Do modułu Assembly Design importowano wcześniej zarejestrowane pliki, gdzie scalono je w całość i nadano im więzy złożeniowe. Następnie złożenie modelów bryłowych w module Assembly Design zostało zaimportowane do trybu DMU Kinematics Simulator. Konwersja więzów złożeniowych na więzy kinematyczne została narzucona półautomatycznie.

5. PODSUMOWANIE

Program CATIA v5 proponuje wiele rozwiniętych funkcji, wspomagających tworzenie i zapis konstrukcji. Za jego pomocą można wysunąć wnioski związane z oceną użyteczności oraz funkcjonalności projektowanego wyrobu.

Modelowanie dłoni stanowi duży problem ze względu na złożoność i różnorodność czynności wykonywanych rękami. Zmierzenie zakresu ruchliwości ręki jest możliwe dzięki istnieniu prostych metod badawczych. Uzyskane z badań parametry pozwalają na uwzględnienie zakresu ruchliwości poszczególnych stawów w stworzonym modelu, co umożliwia zoptymalizowanie protezy do możliwości pacjenta.

Przedstawiony w pracy model jest wstępem do dalszych badań nad rozwojem protetyki kończyny górnej.

LITERATURA

[1] Wełyczko A.: Catia v5. Sztuka modelowania powierzchniowego. Wyd.1. Helion, 2010.
[2] Marciniak W.: Szulc A.: Wiktora Degi ortopedia i rehabilitacja. PZWL. Warszawa, 2008.
[3] Wyleżoł M.: Modelowanie bryłowe w systemie CATIA. Przykłady i ćwiczenia. Helion
[4] Wyleżoł M.: Catia v5. Modelowanie i analiza układów kinematycznych. Helion

HAND'S MODEL IN THE CATIA V5 SYSTEM INCUDING DEXTERITY PARAMETERS

Summary. The aim of this work was to create the hand's model including the parameters of hand's dexterity. This paper presents the average results taken from the research on the hand's fitness. The implementation of work thesis was supported by multimodal computer application for engineering works and 3D modeling Catia v5.

Magdalena SOBUŚ, Marzena IWANIEC, Aleksandra FRONTCZAK, Sylwia ŁAGAN,
Instytut Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

ANALIZA BIOMECHANICZNA OBCIĄŻENIA W KOŃCZYNIE DOLNEJ PODCZAS JAZDY KONNEJ

Streszczenie. W niniejszym referacie podjęto próbę analizy wpływu długości strzemion w jeździe konnej na obciążenia powstające w kończynie dolnej. Wraz ze zmianą długości strzemion zmienia się kąt zgięcia nogi w stawie kolanowym oraz skokowym.

1. WSTĘP

Nie od dziś wiadomo, że uprawianie sportu szczególnie na poziomie rekreacyjnym wiąże się z szeregiem korzystnych czynników wpływających na nasz organizm. Poprawia się kondycja, siła, zręczność i ogólna sprawność, uprawianie sportu wpływa korzystnie na nasze samopoczucie. Współzawodnictwo i rywalizacja pozytywnie motywuje i zachęca szczególnie dzieci i młodzież do ćwiczeń i treningów sportowych, mających na celu poprawę uzyskiwanych rezultatów. W pewnym jednak momencie, to co do tej pory było typową rekreacją, mającą na celu przyjemność z ćwiczeń, staje się powoli amatorskim (lub później zawodowym) uprawianiem sportu, gdzie ważniejsze niż dobra zabawa stają się osiągane wyniki sportowe.

Uprawianie sportu wyczynowo, a właściwie bezkrytyczny pościg za wynikami nieustannie wiążę się z kontuzjami, urazami oraz przeciążeniami, na które narażone jest ciało sportowca. Uraz taki może być wynikiem nadmiernego obciążenia, przekroczenia zakresu ruchów, a więc może być spowodowany przez samego kontuzjowanego sportowca, lub też może być wynikiem kontaktu z innym zawodnikiem. W tym ostatnim przypadku kontakt może stanowić faul albo mieścić się w granicach przepisów danej dyscypliny. Na urazy ostre najbardziej narażeni są zawodnicy uprawiający takie dyscypliny jak m.in. wyścigi samochodowe, jeździectwo czy też narciarstwo.

Jazda konna naszym zdaniem jest bardzo ciekawym przypadkiem aktywności fizycznej. Z jednej strony wykorzystuje podobieństwo ruchów konia do ruchów człowieka, aby przy pomocy hipoterapii pomóc osobom niepełnosprawnym w powrocie do zdrowia. Terapeutyczna i rekreacyjna jazda konną dla wielu osób jest wspaniałą okazją do czerpania korzyści z aktywności fizycznej, ponieważ jeździectwo wzmacnia (podobnie jak pływanie) bardzo szeroki zakres mięśni biorących udział w utrzymywaniu prawidłowej postawy ciała. Jednak z drugiej strony jeździectwo jest jednym z wyczynowych sportów olimpijskich, często zaliczanych do grupy sportów ekstremalnych. Upadki w jeździectwie stwarzają większe zagrożenie niż wyścigi samochodowe, gdzie w związku z osiąganymi przez zawodników prędkościami mamy do czynienia z szeregiem zabezpieczeń.

W związku z tym jak w każdym sporcie wyczynowym mamy do czynienia z obciążeniami wynikającymi ze spędzania wielu godzin treningów w pozycjach, które w nadmierny sposób obciążają nasze stawy. W niniejszej pracy dokonano analizy obciążeń stawu kolanowego, ponieważ z własnych doświadczeń i kontaktu ze środowiskiem jeździeckim wiadomo, iż obok bólów pleców najczęściej wymienianymi przez zawodników dolegliwościami są bóle

kolan, bezpośrednio związane z rodzajem uprawianej dyscypliny jeździeckiej i czasem spędzonym w siodle.

2. DOSIAD JEŹDZIECKI [1,2]

Każdy kto kiedykolwiek miał możliwość spróbowania w swoim życiu jazdy konnej na pewno wie jak ciężko szczególnie początkującym osobom zapanować nad swoim ciałem aby nie tylko utrzymać się w siodle, a pozostać w harmonii z koniem podążając za jego ruchem. Stojąc z boku, z ust instruktorów można usłyszeć powtarzające się prośby o uspokojeniu rąk, wyprostowaniu pleców, rozluźnieniu stawów, obciągnięciu pięt. Często ponawiane są prośby o nie trzymanie się kurczowo kolanami oraz aby wszystkie stawy pozostawały luźne, gotowe do amortyzacji ruchów konia. Można się zastanowić czemu to wszystko właściwie ma służyć i jaki jest ideał dosiadu jeździeckiego. To prawa fizyki, którym jeździec musi się poddać aby pozostać w równowadze, ponieważ bez równowagi nie ma mowy o dalszym postępie i wykonywaniu bardziej zaawansowanych ćwiczeń. Równowaga to podstawa wszystkiego. Jeździec siedzący na koniu powinien pozostawać w takiej równowadze, aby po „usunięciu" spod niego konia stał on na ziemi równo na obu nogach. Podstawowym warunkiem takiego oddziaływania jest prawidłowy dosiad. W zależności od uprawianej dyscypliny jeździeckiej rodzaje przyjmowanego dosiadów różnią się od siebie jednak w każdym z nich tak samo wymagana jest równowaga.
Każdy z dosiadów można porównać do pozycji wyprostowanej, w której możemy poprowadzić linię prostą przez ucho, staw ramieniowy, 2 krąg krzyżowy, biodro i staw skokowy. Różnica polega tylko na zmianie kąta ugięcia w kolanach, co wiąże się również ze zmianą obciążenia tego stawu. Począwszy od komfortowego i bardzo stabilnego dosiadu westernowego, przez dyscypliny jeździectwa klasycznego: ujeżdżenie, w którym pożądana jest jak najdłuższa noga i skoki, gdzie zgięcie w kolanie jest znacznie większe, aż po dosiad wyścigowy, w którym to zgięcie jest skrajnie duże.

2.1. Dosiad westernowy

Jeżeli jeździec westernowy siedzi prawidłowo, można od jego ucha, przez ramię i biodro do pięty, poprowadzić pionową linię prostą. Długość puślisk (skórzane rzemienie, na których wiszą strzemiona) jest ważnym elementem prawidłowego dosiadu westernowego. Kąt tworzony przez górną cześć nogi (od biodra do kolana) powinien być taki sam, jak kąt tworzony przez dolną cześć nogi (od kolana do kostki). Stopy powinny znajdować się bezpośrednio poniżej ciała jeźdźca. W najszerszym miejscu spoczywają one w strzemieniu, podczas gdy pięty są obciągnięte w dół.

2.2. Dosiad ujeżdżeniowy

Dosiad ujeżdżeniowy zwany jest też dosiadem podstawowym, stanowi fundament wszystkich form dosiadu. Używa się go w pracy ujeżdżeniowej z koniem i jeźdźcem, a po skróceniu strzemion do jazdy skokowej i terenowej. Dosiad ten bywa zróżnicowany w zależności od budowy jeźdźca oraz wysokości i wysklepienia żeber konia.

Jeździec siedzi prosto tak, że można poprowadzić pionową linię od ucha, przez bark, staw biodrowy i staw skokowy, kolana są ugięte pod takim kątem aby stopa, widziana z boku znajdowała się pod środkiem ciężkości jeźdźca (przy zaawansowanym poziomie jest to kąt około 170 [º]), co jest niezbędne do prawidłowego zachowania równowagi, uda są skierowane lekko do wewnątrz aby wraz z kolanami lekko przylegały do siodła. Położenie kolan jest uzależnione od ustawiania ud, powinny leżeć nisko. Najniższym punktem jeźdźca siedzącego na koniu są pięty, których położenie wynika z ustawiania łydek.



Rys.1. Jeździec prezentujący dosiad ujeżdżeniowy [4]

2.3. Dosiad skokowy

Jak już wspomniano wcześniej fundamentem dosiadu skokowego jest prawidłowy dosiad ujeżdżeniowy. Po znacznym skróceniu strzemion uzyskujemy nieco inną sylwetkę jeźdźca, jest to możliwe dzięki stosowaniu siodeł skokowych pozwalających na wysunięcie kolana bardziej do przodu, niż przy dosiadzie ujeżdżeniowym. Ściśle związany z tym rodzajem dosiadu jest stosowanie w konkursach skoków przez przeszkody dosiadu odciążającego jakim jest półsiad. Dzięki niemu możliwa jest zmiana środka ciężkości, zaś przejścia pomiędzy różnymi stopniami odciążenia są zmienne. Fundamentem półsiadu jest mocno zamknięte kolano, niezmienna pozycja łydki i sprężynujący do dołu staw skokowy [2].



Rys.2. Jeździec w dosiadzie skokowym [4]

2.4 Dosiad wyścigowy

Ten rodzaj dosiadu jest dosiadem znaczenie odciążającym grzbiet konia, stosowanym jak nazwa wskazuje przez dżokejów podczas wyścigów. Dosiad ten wymaga specjalnego siodła, które wymaga znacznego skrócenia strzemion. Jeździec staje w strzemionach, przez co jego środek ciężkości i znajduje się dużo wyżej nad środkiem ciężkości konia niż zwykle, w efekcie trudniej utrzymać dobrą równowagę.

3. BUDOWA ANATOMICZNA

3.1. Budowa anatomiczna stawu kolanowego

Staw kolanowy jest największym i najbardziej złożonym stawem w naszym ustroju. Jest również najbardziej narażony na urazy, stany zapalne i zmiany zwyrodnieniowe. Staw

kolanowy jest drugim najbardziej obciążanym stawem człowieka – zaraz po stawie skokowym. Jest miejscem połączenia kości udowej z piszczelową oraz z rzepką, tworząc w ten sposób staw udowo-piszczelowy i udowo-rzepkowy, które otoczone są wspólną torebką stawową. Podstawowymi ruchami w stawie kolanowym są zginanie i przeprost jednak w zgięciu możliwe są niewielkie ruchy rotacyjne. Elementami przenoszącymi obciążenia, są obydwa kłykcie kości udowej wraz z powierzchniami, które dopasowują się do panewki stawowej kości piszczelowej. Staw kolanowy stabilizowany jest m.in. przez rzepkę od przodu, przez więzadła w płaszczyźnie czołowej więzadłami pobocznymi – piszczelowym i pobocznym strzałkowym, natomiast więzadła krzyżowe przednie i tylne stabilizują staw przede wszystkim w położeniu zgięciowym. Mięśnie stanowią element decydujący o funkcjach motorycznych stawu; stanowią układ napędowy, zbudowane są z tkanki mięśniowej poprzecznie prążkowanej, a ich działanie wynika z miejsca przyczepienia.

3.2. Mięśnie kończyny dolnej, działające w obrębie stawu kolanowego

Mięśnie działające w obrębie stawu kolanowego to: mięsień krawiecki, smukły, półścięgnisty, półbłoniasty, dwugłowy i podkolanowy (mięśnie zginające podudzie) oraz mięsień czworogłowy, prostujący podudzie, jednak zasadniczą rolę w stabilnym ruchu stawu kolanowego pełnią: mięsień pośladkowy wielki, czworogłowy uda oraz brzuchaty łydki.

Mięśnie zginające kończynę dolną w stawie kolanowym to: dwugłowy uda, mięsień półścięgnisty i półbłoniasty (leżący pod półścięgnistym), natomiast mięśnie-prostowniki to: krawiecki, czworogłowy uda i stawowy kolana.

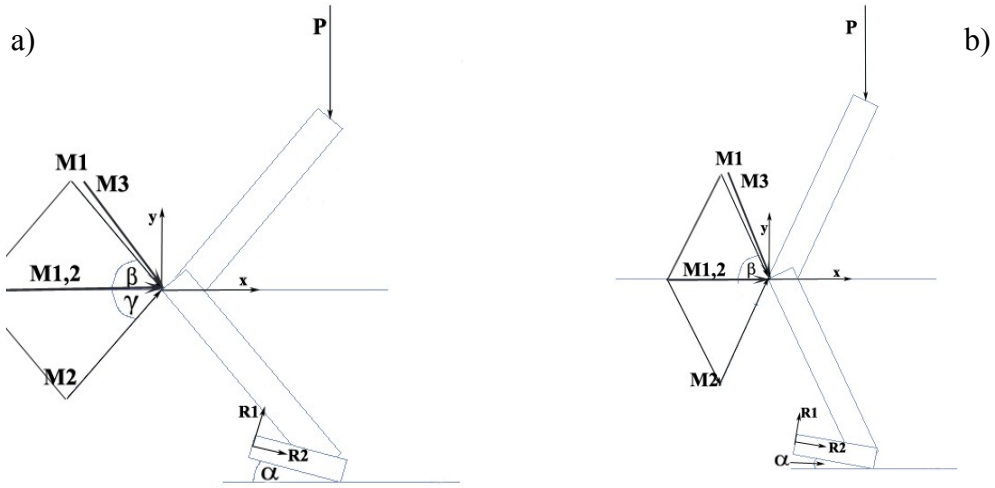
3.3. BUDOWA ANATOMICZNA STOPY

Stopa zaś jest dolną częścią kończyny dolnej, usytuowana pod kostką. Prawidłowo zbudowana stopa dotyka podłoża guzem kości piętowej oraz głowami I i V kości śródstopia. Opiera się ona również częściowo na bocznym brzegu stopy. Brzeg przyśrodkowy stopy jest uniesiony tworząc sklepienie podłużne. Sklepienie poprzeczne tworzy odpowiednie ułożenie kości śródstopia. Taka budowa stopy umożliwia nie tylko przenoszenie dużych obciążeń, ale przyczynia się również do amortyzacji wstrząsów. Kości stopy dzielimy na kości stępu, śródstopia I kości palców. Budowa stopy jest niezwykle skomplikowana i jest ona fundamentem, bez którego niemożliwe byłoby sprawne poruszanie się. Leonardo da Vinci stwierdził iż: “Ludzka stopa jest machiną o mistrzowskiej konstrukcji oraz dziełem sztuki”. Stopy odgrywają również bardzo ważną rolę w prawidłowym dosiadzie jeździeckim, zapewniają bowiem stabilne oparcie na strzemieniu, które powinno spoczywać w najszerszym miejscu stopy: tuż pod palcami. To właśnie na stopach i kolanach spoczywa większość ciężaru jeźdźca.

4. SCHEMATY OBCIĄŻEŃ, OBLICZENIA

Do obliczeń posłużono się modelem biomechanicznym stawu kolanowego zaproponowanym przez Maqueta (rys.3). Model obciążeniowy Maqueta obejmuje opis sił działających na kolano zarówno w płaszczyźnie strzałkowej jak i czołowej w trakcie wykonywania przez człowieka różnych czynności [3]. Badacz ten opisuje wektory sił i momentów działających na poszczególne elementy stawu z uwzględnieniem oddziaływania najważniejszych grup mięśniowych. W pracy wykonano obliczenia dla dwóch najczęstszych rodzajów dosiadu jeździeckiego: typowego dosiadu w siodle skokowym oraz ujeżdżeniowym. Poniższe schematy uwzględniają działanie siły P (ciężar ciała) oraz sił mięśniowych M1 (oddziaływanie więzadła rzepkowego) i M2 (oddziaływanie mięśnia czworogłowego), w modelach zastosowano również utwierdzenie stopy w strzemieniu (R1, R2), pominięto siły bezwładności. Oczywiście obciążenie kończyny dolnej, a głównie stawu kolanowego może

zależeć od wielu czynników (powierzchnie stawu, deformacje, zmiany kątów, zmiany wartości sił mięśniowych), w niniejszym referacie analizie poddano jedynie wpływ zmiany kątów w stawach skokowym i kolanowym.



Rys. 1. Schemat kończyny dolnej: a) dosiad skokowy, b) dosiad ujeżdżeniowy w oparciu o model kolana wg Maqueta [3]

Równania równowagi dla powyższych elementów bez uwzględnienia sił mięśniowych przedstawiają się następująco:

$$R2\sin(\alpha) + R1\cos(\alpha) = 0 \tag{1}$$

$$R2\cos(\alpha) + R1\sin(\alpha) - P = 0 \tag{2}$$

$$\left\{ R1 = -\frac{P\sin(\alpha)}{\cos(\alpha)^2 - \sin(\alpha)^2},\ R2 = \frac{\cos(\alpha)\,P}{\cos(\alpha)^2 - \sin(\alpha)^2} \right\} \tag{3}$$

Oraz z uwzględnieniem sił mięśniowych M1 i M2:

$$R2\sin(\alpha) + R1\cos(\alpha) + M3\sin(\beta) + M12 = 0 \tag{4}$$

$$R2\cos(\alpha) + R1\sin(\alpha) - P - M3\cos(\beta) = 0 \tag{5}$$

$$\left\{ M12 = -\frac{R2\sin(\alpha)\cos(\beta) + R1\cos(\alpha)\cos(\beta) + \sin(\beta)\,R2\cos(\alpha) + \sin(\beta)\,R1\sin(\alpha) - \sin(\beta)\,P}{\cos(\beta)}, \right. \tag{6}$$

$$\left. M3 = \frac{R2\cos(\alpha) + R1\sin(\alpha) - P}{\cos(\beta)} \right\} \tag{7}$$

Po przeanalizowaniu zdjęć jeźdźców w dosiadzie skokowym oraz ujeżdżeniowym ustalono uśrednione wartości kątów dla każdego z analizowanych dosiadów (tabela 1).

Tabela 1.uśrednione wartości kątów dla dosiadów jeźdźców

kąty	skokowy	ujeżdżeniowy
α	16°	12°
β	50°	65°

5. PODSUMOWANIE

W tabeli 2 przedstawiono wyniki obliczeń (wartości bezwzględne) sił R1, R2, M1,2 i M3.

Tabela 2. Wyniki obliczeń w funkcji ciężaru jeźdźca

	dla dosiadu skokowego	dla dosiadu ujeżdżeniowego
R1	0,331P	0,221P
R2	1,14P	1,08P
M1,2	0,4P	0,48P
M3	0,84P	1,56P

Jak widać wpływ kątów ugięcia nogi szczególnie widać w reakcjach R1 i R2, które są wyraźnie większe u jeźdźca w dosiadzie ujeżdżeniowym. Natomiast nieco zaskakujący jest fakt, iż siła M1,2 (oddziaływania rzepki na kość udową) jest porównywalna w dwóch rozpatrywanych przypadkach, zaś M3 jest znacząco mniejsza dla dosiadu skokowego czyli w sytuacji większego ugięcia nogi. Oczywiście nie należy zapominać o zastosowanych uproszczeniach (głównie w rozrysowaniu sił działających w stawie kolanowym), które niewątpliwie mogły mieć wpływ na uzyskane wyniki.

LITERATURA

[1] Swift S.: Harmonia jeźdźca i konia, Łódź: Galaktyka, 2005,
[2] Pruchniewicz W.: Akademia Jeździecka, Chamber PR, 2007,
[3] Kowalewski P.: Modelowanie tarcia w endoprotezie stawu kolanowego, praca doktorska, Politechnika Wrocławska, Wrocław 2007,
[4] Internet:http://www.akademiajezdziecka.za.pl,http://kochamkonie.pl, http://www.szkolnictwo.pl/index.php?id=PU0828

BIOMECHANICAL ANALISYS OF LOADS IN THE LOWER LIMB WHILE HORSE RIDING

Abstract. In this publication we would like to analyse how length of the stirrups effects on loads in the lower limb. The longer stirrups are the bigger knee and ankle angles are. In horse riding there are some kinds of rider's positions, which are connected with discipline. Dressage rider's seat is different than jumping or race seat, so we would like to analyse these differences. For example the long stirrups of the dressage rider allow for a long leg. But the short stirrups of a jockey allow the rider to stay over the galloping horse's center of balance and allow the horse to reach the maximum possible speed.

Sylwia WĘGRZYNKIEWICZ, BELOS-PLP S.A. BU CYNKOWNIA, Bielsko- Biała
Dariusz SOŁEK, Wydział Powłok Ochronnych, FAMED S.A., Żywiec
Maciej HAJDUGA, Dariusz JĘDRZEJCZYK, Zakład Inżynierii Materiałowej, Akademia Techniczno-Humanistyczna w Bielsku-Białej

OCENA POWŁOK GALWANICZNYCH NANOSZONYCH NA SPRZĘT MEDYCZNY I REHABILITACYJNY JAKO ZABEZPIECZENIE ANTYKOROZYJNE I ANTYBAKTERYJNE

Streszczenie. Badania objęły identyfikację jakościową i ilościową bakterii znajdujących się na powierzchni próbek pobranych z konstrukcji łóżka rehabilitacyjnego. Dokonano oceny osadzania się wybranych szczepów bakterii na przygotowanych próbkach stali konstrukcyjnej DC01 z wielowarstwowymi powłokami ochronnymi. Otrzymane wyniki wskazują, że próbki z powłokami ochronnymi: miedź oraz nikiel-miedź, o najbardziej rozbudowanej topografii przestrzennej, stwarzają dogodne warunki dla adhezji bakterii.

1. WSTĘP

Długotrwała eksploatacja urządzeń i konstrukcji sprzętu medycznego i rehabilitacyjnego w warunkach uciążliwych i trudnych powoduje, że są one narażone na działania mechaniczne, a dalej na uszkodzenia powłok zabezpieczających (niklowo - chromowych) [2]. Dochodzi wówczas do znacznego obniżenia odporności korozyjnej powłok galwanicznych, a w konsekwencji pojawienia się korozji (rys. 1,2).

W tym obszarze mamy także do czynienia z korozją powodowaną płynami ustrojowymi (mocz, krew, ślina, pot i inne) oraz działaniem środków dezynfekcyjnych. Problem obejmuje zarówno eksploatację sprzętu rehabilitacyjnego (rys.2),jak i sprzętu ratownictwa medycznego (elementy wewnętrznej zabudowy karetek pierwszej pomocy), rejon klęsk żywiołowych i strefy działań wojennych. Powstawanie „ognisk" korozji i losowe ich rozprzestrzenianie umożliwia osiadanie i rozwój bakterii takich jak np. pałeczka okrężnicy (*łac. Escherichia coli)*, pałeczka ropy błękitnej (*łac. Pseudomonas aeruginosa)*, gronkowiec złocisty (*łac. Staphylococcus aureus*) i inne [3-6].

Celem pracy jest analiza rodzaju bakterii na powierzchni metalicznej powłoki ochronnej typu nikiel-nikiel-chrom (Fe/Ni20d/Crr) z intensywną korozją lokalną (rys.1). Dalej przeprowadzenie oceny osadzania się wybranych gatunków bakterii na próbkach z wielowarstwowymi powłokami ochronnymi (nikiel-nikiel-chrom, nikiel-chrom, nikiel-miedź, miedź) tworzonymi metodą elektrolizy. Dokonano oceny warstwy wierzchniej powłok ochronnych poprzez określenie chropowatości i topografii.



Rys.1. Łóżko rehabilitacyjne. Elementy łóżka rehabilitacyjnego z „ogniskami" korozji



Rys.2. Wózek inwalidzki z elementami miejscowej korozji

2. BADANIA WŁASNE

2.1. Identyfikacja bakterii na skorodowanych elementach konstrukcyjnych

Do badań wytypowano sprzęt medyczny łóżko rehabilitacyjne o symbolu LP-01.0 (rok produkcji 1994), na którym zaobserwowano miejscową korozję. Następnie wycięto z konstrukcji stalowej łóżka dwa elementy zaatakowane widoczną korozją (rys.1) . Materiał ten z powłoką galwaniczną typu nikiel-nikiel-chrom poddano badaniom mikrobiologicznym w celu ustalenia jakie bakterie zalegają w niszach, kawernach i na powłoce ochronnej elementów badanych.

Próbki inkubowano w 37 °C w 50 ml BHI. Następnie, co godzinę hodowle mieszano przez 5 minut na wytrząsarce, a następnie wykonywano posiew powierzchniowy na BHI agar: po pierwszej godzinie 0,5ml w kolejnych godzinach 0,1ml. Po 24 godzinach inkubacji kolonie identyfikowano i liczono. Po 24 godzinach hodowli na wybrane podłoża diagnostyczne (BHI agar, Mc, Sól, Edwards itp.) wysiewano powierzchniowo 0,1ml każdej hodowli płynnej w rozcieńczeniu 10^{-4} i 10^{-6}, inkubowano w 37 °C. W celu końcowej identyfikacji bakterii wykonywane były testy biochemiczne API.

Na próbce pierwszej zidentyfikowano szczep bakterii *Bacillus cereus,* na drugiej szczep bakterii *Staphylococcus aureus* oraz *Acinetobacter baumani.*

Największa liczba bakterii stwierdzona została na próbce pierwszej (180 CFU/ml po 5 godzinach inkubacji) dla drugiej próbki wynosiła 160 CFU/ml.

2.2. Materiały przeznaczone do badań

Przeprowadzono analizę chemiczną stali – materiał konstrukcyjny łóżka - a wyniki podano w tabeli 1.

Wyniki analizy chemicznej pozwoliły stwierdzić, że jest to stal DC01 wg PN-EN 10130:2009, którą poddano opracowaniu powierzchni w formie krążków wyciętych z blachy o średnicy 14,6mm i grubości 3mm

Skład chemiczny stali przeznaczonej do badań przeprowadzono przy pomocy analizy spektralnej i zamieszczono w tabeli 1

Tabela 1. Stal przeznaczona do badań

Rodzaj stali	**Wagowa zawartość pierwiastków stali DC01 w [%]**									
	C	P	S	Mn	Al	Si	Cu	Cr	Ni	Fe
Stal DC01	≤ 0,120	≤ 0,045	≤ 0,045	≤ 0,600	-	-	-	-	-	reszta
Wg analizy chemicznej	0,070	0,020	0,016	0,490	0,034	0,060	0,056	0,013	0,032	reszta

Węgiel i siarkę oznaczono na analizatorze węgla i siarki LECO CS-125, pozostałe pierwiastki na spektrometrze ICP-OES. Pomiar twardości wykonano na twardościomierzu uniwersalnym Zwick/Roell ZHU-250, wg normy PN-EN ISO 6507-1:2007. Średnia wartość zmierzonej twardości wynosi 105 HV1.

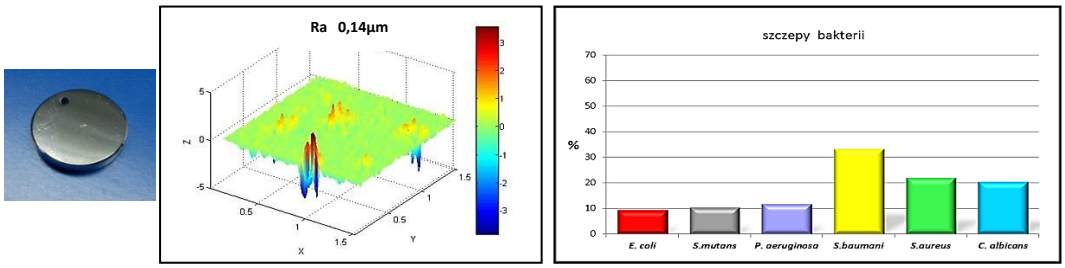
2.3. Przygotowanie próbek do badań

Do badań przeznaczono wycięte próbki, które szlifowano na tarczach szlifierskich o granulacji 80 i 120 z pastą szlifierską, a następnie polerowano. Metodą elektrolityczną nałożono warstwy galwaniczne w układzie **: Fe/Ni20d/Crr, Fe/Ni10b/Crr, Fe/Ni3s/Cub, Fe/Cus**, gdzie: **Fe –** oznacza podłoże**, Ni -** powłoka niklowa, **20 -** minimalna grubość powłoki niklowej (10µm)**, d –** powłoka niklowa dwuwarstwowa, **b –** jednowarstwowa powłoka niklowa o grubości minimum 10µm**, Crr –** powłoka chromowa zwykła o nominalnej grubości 0,3µm, **3 –** grubość powłoki niklowej (3µm), **s –** powłoka jednowarstwowa niklowa półbłyszcząca**, Cub –** miedź błyszcząca, **Cup** – miedź matowa [8-9].

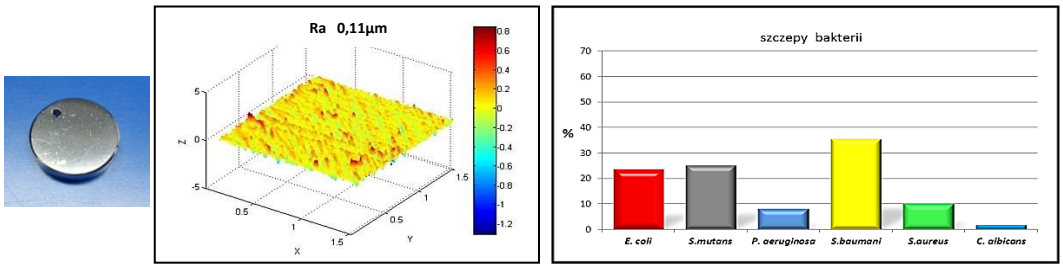
Próbki do badań podzielono na 4 grupy wg oznaczenia (rys.3).

2.4. Ocena warstwy wierzchniej badanych próbek

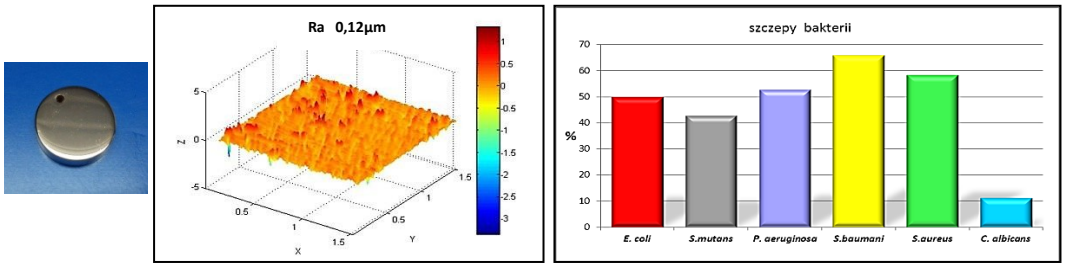
Dokonano pomiaru topografii w ujęciu 3D oraz chropowatości Ra nałożonych powłok galwanicznych, przy użyciu profilometru Perthometer Concept firmy Mahr. Wyniki pomiarów zaprezentowano na rysunku nr 3.



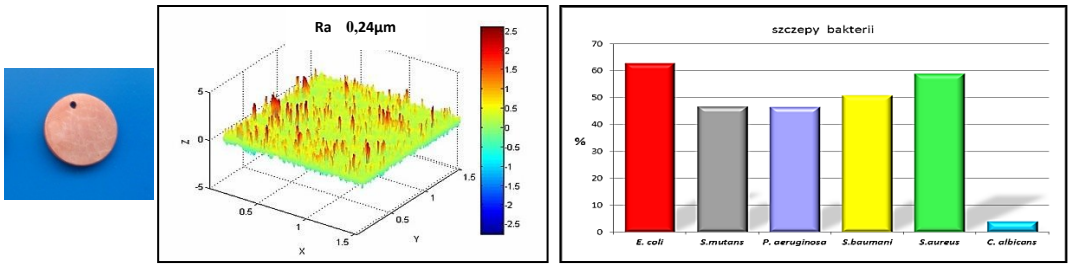
Grupa A - próbki z powłoką Fe/Ni20d/Crr



Grupa B – próbki z powłoką Fe/Ni10b/Crr



Grupa C – próbki z powłoką Fe/Ni3s/Cub



Grupa D – próbki z powłoką Fe/Cup

Rys.3. Widok ogólny próbek. Ocena warstwy wierzchniej dla badanych próbek. Procentowa zawartość bakterii ulegających adhezji

2.5. Adhezja bakterii na wielowarstwowych powłokach galwanicznych

Badania przeprowadzono na czterech grupach próbek rysunek 3. Wybrano sześć szczepów bakteryjnych charakterystycznych dla środowiska szpitalnego Staphylococcus aureus, Streptococcus baumani, Pseudomonas aeruginosa, Escherichia coli, Streptococcus mutans, Candida albicans.

W celu przeprowadzenia testu adhezji zawiesinę wybranych szczepów bakterii w objętości 2 ml (gęstość $2x10^6$ bakterii na 1 ml PBS) inkubowano z poszczególnymi grupami próbek w mikropłytce 12 dołkowej przez 1 godzinę w temperaturze 25 C. Inkubacja poprzedzona była

10 minutowym mieszaniem płytki na wytrząsarce w celu równomiernego rozprowadzenia bakterii. Po zakończonej inkubacji próbki płukano trzykrotnie w PBS, a następnie wykonywano test redukcji MTT i bezpośrednie liczenie bakterii pod mikroskopem fluorescencyjnym. Procentową zawartość bakterii ulegających adhezji przedstawia rysunek 3, natomiast ilość komórek bakteryjnych w analizowanym mikroobszarze opisuje tabela 2.

Tabela 2. Ilość komórek bakteryjnych w analizowanym mikroobszarze

Grupa próbek	Liczba komórek bakteryjnych (średnica pola 0,08mm)					
	Escherichia coli	*Streptococcus mutans*	*Pseudomonas aeruginosa*	*Streptococcus baumani*	*Staphylococcus aureus*	*Candida albicans*
I **Fe/Ni20d/Crr**	20	66	35	45	60	10
II F**e/Ni10b/Crr**	45	70	27	65	61	24
III **Fe/Ni3s/Cub**	>200	>200	>200	80	>200	16
IV **Fe/Cup**	>200	>200	137	71	>200	6

2. DYSKUSJA WYNIKÓW

Z przeglądu piśmiennictwa wynika, że nie ma dogłębnej wiedzy temat badań flory bakteryjnej znajdującej się na sprzęcie szpitalnym w szczególności znajdującej się na powłokach metalicznych. Dlatego podjęcie tematyki obejmuje ocenę rodzaju bakterii lokujących się na powłokach galwanicznych jako zabezpieczenie antykorozyjne dla sprzętu szpitalnego uważano za stosowne.

Na próbkach pobranych ze skorodowanych elementów konstrukcji łóżka rehabilitacyjnego zidentyfikowano trzy gatunki bakterii *Bacillus cereus, Staphylococcus aureus* oraz *Acinetobacter baumani.* Są to bakterie charakterystyczne dla środowiska szpitalnego **[4-6]**.

Topografia materiału przygotowanego dodatkowo do badań uwidoczniła, że próbki z grupy D (z miedzią matową) posiadają najbardziej rozbudowaną warstwę wierzchnią Ra = 0,24µm. Chropowatość dla próbek z grupy A (nikiel-nikiel-chrom, Ra=0,14µm), B (nikiel-chrom, Ra=0,11µm) oraz C (nikiel-miedź, Ra=0,12µm) wyrażona jest zbliżonymi wartościami Ra.

Badania mikrobiologiczne przeprowadzone dla sześciu gatunków bakterii wykazały, że adhezja nastąpiła na wszystkich rodzajach powłok ochronnych. Największy procent bakterii, które uległy adhezji wykazały próbki z warstwą wierzchnią miedzi (próbki C = 46,83%, D = 45,17%).

Współczynniki Ra dla próbek C i D różni się znacząco (dla C, Ra=0,12µm; dla D, Ra=0,24µm), jednak obraz graficzny ukazuje podobny charakter powierzchni, co tłumaczy tak wysoki procent ilości bakterii, które uległy adhezji.

W ocenie procentowej adhezji bakterii do podłoża (rys.3) należy zauważyć, że *Candida albicans* (średni procent 9,3%) oraz *Streptococcus baumani* (średni procent 46,3%) charakteryzują się zbliżonymi wielkościami dla poszczególnych rodzajów powłok galwanicznych. Powodem tego może być brak powinowactwa tych bakterii do komponentów powierzchni metalicznej próbek.

Ilość komórek bakteryjnych (tabela 2) jest wynikiem średniej liczby bakterii ulegających adhezji na 8 polach (średnica pola 0,08mm) na środku płytki.

4. WNIOSKI

Miejsca z lokalną korozją sprzyjają osadzaniu się bakterii na podłożu korozyjnym a zidentyfikowane bakterie(*Bacillus cereus, Staphylococcus aureus, Acinetobacter baumani)*świadczą o braku skuteczności dezynfekcji.Powłoka nikiel-nikiel-chrom oraz nikiel – chrom wykazuje najmniejszą podatność na osadzanie się bakterii.Powłoki ochronne nikiel-miedź oraz miedź, o najbardziej rozbudowanej topografii, sprzyjają adhezji bakterii do podłoża.

LITERATURA

[1] Ziębowicz B., Ziębowicz A., Szkodny J., FEM used in improvement of quality of medical devices, Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering volume 41 issues 1-2 July-August 2010, 172-179.
[2] Sułek W., Jedynak R., Wpływ pokryć galwanicznych niklu i chromu na opory ruchu, Tribologia: tarcie, zużycie, smarowanie, nr 4, 2002, 1295-1301.
[3] Kamiński M., Kamiński J., Wierzchoń T., Wpływ chropowatości i składu chemicznego powierzchni adsorbatu na kinetykę adhezji i wzrostu biofilmu bakterii pseudomonas w środowisku wodnym, Ochrona przed korozją (Wydanie specjalne) XLII, 1999, 143-147.
[4] Łopaciuk U., Semczuk K., Dzierżanowska D.: Mikrobiologia zakażeń szpitalnych, Zakażenia 2002, 1–2, 98–102.
[5] Fiedotow M., Denys A., Wybrane aspekty zakażeń szpitalnych., Pol.Merk.Lek., 2006, XXI, 484–488.
[6] Bloch-Bogusławska E.,Wolska E., Engelgardt P., Mikucka A., Paradowska A., Bakteryjne zakażenia szpitalne w latach 2000-2006 w materiałach własnych Katedry Medycyny Sądowej CM UMK w Bydgoszczy. ARCH.MED.SĄD.KRYM., 2008, LVIII, 22-26
[7] PN-EN 12540:2002, Polska Norma. Ochrona metali przed korozją. Elektrolityczne powłoki niklowe, nikiel-chrom, miedź-nikiel, miedź-nikiel-chrom.
[8] PN-EN 1403:2002, Polska Norma. Ochrona metali przed korozją. Powłoki elektrolityczne. Metoda podawania wymagań ogólnych.

EVALUATION OF GALVANIC COATINGS OF MEDICAL AND REHABILITATION EQUIPMENT AS THE ANTICORROSIVE AND ANTIBACTERIAL PROTECTION

Summary. The study included a qualitative and quantitative identification of bacteria on the surface of samples taken from the construction of rehabilitation beds An assessment of the deposition of selected strains of bacteria in the prepared samples of constructional steel DC01 with multilayer protective coatings. Samples with protective layers: copper and nickel-copper, with higher developed three-dimensional topography reveals higher bacteria adhesion level.

Ewa STACHOWIAK, Studenckie Koło Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Wojciech WOLAŃSKI, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

INŻYNIERSKIE WSPOMAGANIE OPERACJI NEUROCHIRURGICZNYCH ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA

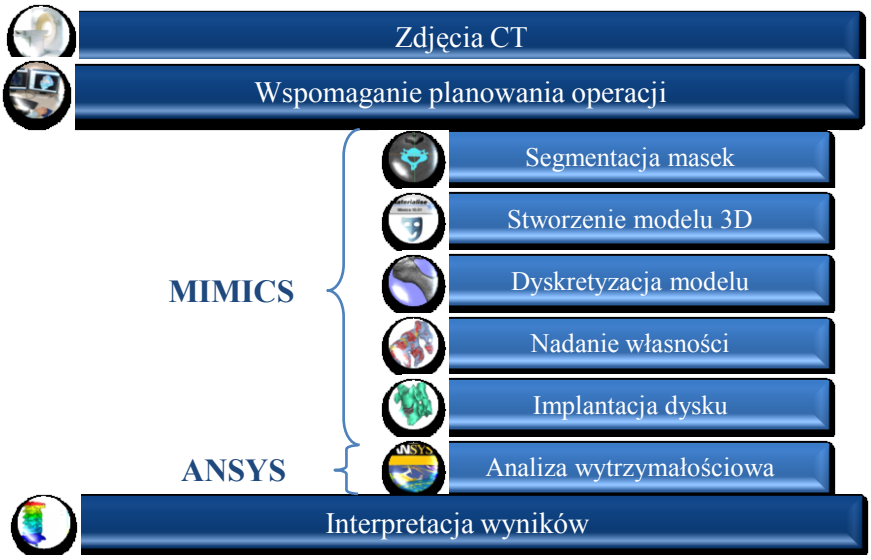
Streszczenie. W artykule przedstawiono metodę inżynierskiego wspomagania neurochirurgicznych zabiegów stabilizacji odcinka szyjnego kręgosłupa. Dzięki modelowaniu możliwe było przeprowadzenie analizy wytrzymałościowej modelu odcinka szyjnego kręgosłupa wraz z umieszczonym w nim implantem sztucznego dysku. Wykonane obliczenia pozwoliły określić oddziaływanie implantu na kręgosłup oraz wyznaczyć naprężenia wewnętrzne występujące w kręgosłupie, przy zasymulowanym obciążeniu.

1. WSTĘP

Rozwój metod stabilizacji kręgosłupa przypada na początki XX w. Od tej pory metody leczenia urazów i zwyrodnień kręgosłupa ulegają nieustannym modyfikacjom. W implantologii stosowane są materiały o coraz większej biokompatybilności oraz lepszych własnościach mechanicznych. Jakość biomateriału, dobór kształtu implantu i minimalizacja inwazyjności operacji pozwalają na efektywne leczenie i poprawę stanu neurologicznego. Dzięki temu wraz z postępem nauki i wzrostem jakości implantów poprawie ulega również komfort pacjenta, oraz wydłuża się czas długości jego życia.[2] ,[3] .
Obecny postęp techniki nie pozostaje bez wpływu na rozwój innych nauk, w tym również biomechaniki. W ostatnich latach obserwuje się rozwój działalności badawczej związanej ze wspomaganiem medycyny. Zaowocowało to powstaniem takiej dziedziny jak Inżynieria Biomedyczna. Połączenie nauk technicznych z medycznymi daje wiele możliwości wspomagania praktyki lekarskiej [4] .
Istnieje szereg programów CAx mogących stanowić doskonałe narzędzie biomechaniczne, będące uzupełnieniem wiedzy medycznej. Możliwości wykorzystania przykładowych programów w planowaniu zabiegu stabilizacji kręgosłupa przedstawiono w artykule.

2. WSPOMAGANIE PLANOWANIA ZABIEGU STABILIZACJI KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO

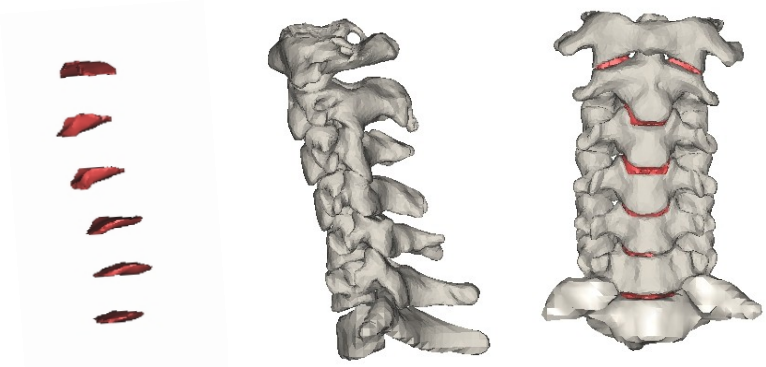
Dzięki zastosowaniu modelowania możliwa jest analiza naprężeń wewnętrznych występujących w kręgosłupie, przy zasymulowanym obciążeniu, a także analiza oddziaływania implantu na kręgosłup. Mimo że badania modelowe pozwalają jedynie na oszacowanie wyników, stanowią jednak dobre narzędzie do weryfikacji metod leczenia [4] .
Można przyjąć, że planowanie zabiegu to proces przetwarzania danych począwszy od pozyskania obrazów TK lub RM, aż do otrzymania wirtualnego modelu wybranych struktur oraz jego analizy. Wszystkie etapy tego procesu wraz z zastosowanymi narzędziami przedstawiono na rys.1. Zostaną one szczegółowo omówione w dalszej części artykułu.



Rys. 1. Schemat przedstawiający etapy przetwarzania danych wraz z wykorzystanym oprogramowaniem

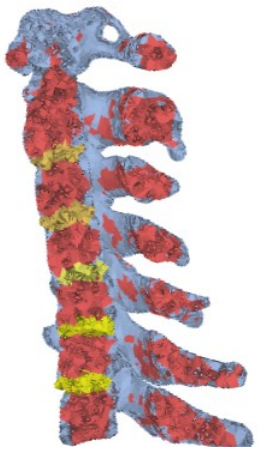
2.1. Opracowanie modelu kręgosłupa szyjnego

Pierwszym krokiem do utworzenia modelu jest segmentacja istotnych pod względem mechanicznym struktur kręgosłupa tj.: kręgów, dysków międzykręgowych, powierzchni stawowych z serii zdjęć TK o parametrach: rozdzielczość- 512x512 pikseli, rozmiar piksela 0,285 mm, grubość przekroju 0,459mm. Zdjęcia zostały zapisane w formacie DICOM, a następnie wczytane do programu Mimics.
Kolejny etap to utworzenie modelu 3D. Program Mimics umożliwia generowanie trójwymiarowego modelu na podstawie wcześniej przygotowanych masek. Program tworzy bryłę układając na sobie kolejne warstwy (przekroje) wysegmentowanych struktur. Tak powstały model wymaga dalszego przetwarzania, gdyż generowałby błędy w dalszych etapach procesu modelowania. W celu umożliwienia późniejszej analizy wytrzymałościowej dokonano dyskretyzacji modelu za pomocą metody elementów skończonych za pomocą modułu Remesh, wybierając siatkę o boku 3mm. Następnie, by umożliwić nadanie własności materiałowych stworzono modele objętościowe nadając wypełnienie wcześniej utworzonej siatce.



Rys. 2. Utworzone modele struktur międzykręgowych, kręgów oraz całościowy model kręgosłupa szyjnego

W celu umożliwienia zróżnicowania tkanki kostnej korowej i gąbczastej, oraz tkanek dysków międzykręgowych nadano odpowiednim fragmentom obszaru odmienne własności materiałowe (Tab. 2.). Stworzone zostały maski dysków, kości korowej oraz kości gąbczastej które pozwoliły na nadanie różnych własności mechanicznych różnym obszarom jednej bryły bazując na stworzonych wcześniej maskach.



Rys. 3. Zróżnicowanie materiałów modelu

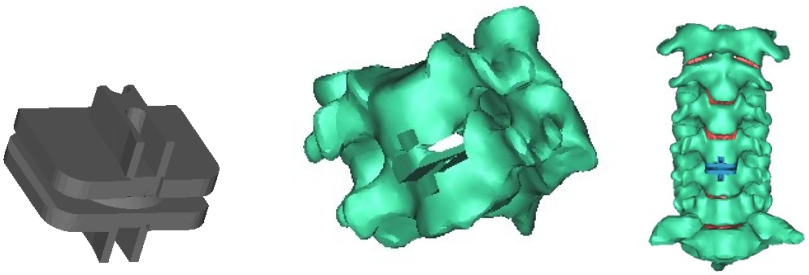
Tabela.1. Własności struktur kręgosłupowych [2]

Rodzaj tkanki kostnej	Gęstość [g/cm^3]	Moduł Younga [MPa]	Wspł. Poissona
Kość korowa	1,85	10000	0,39
Kość gąbczasta	0,9	100	0,39
Dysk międzykręgowy	-	200	0,29

2.3. Implantacja sztucznego dysku

Kluczową rolę podczas implantacji sztucznego dysku odgrywa jego precyzyjne umieszczenie w kręgosłupie oraz mała inwazyjność przeprowadzanej operacji [3]. W przypadku wybranego implantu „Prodisc C" umożliwia to specjalne instrumentarium stosowane w praktyce klinicznej do implantacji dysku. W celu umieszczenia modelu sztucznego dysku wykonano w kręgach otwory umożliwiające implantację, jak ma to miejsce podczas zabiegu. Następnie zmieniono pozycję i rozmiar dysku, tak by dopasować je do kręgosłupa na poziomie C4-C5. Po wstawieniu sztucznego dysku ponownie dyskretyzowano model i nadano mu własności materiałowe jak dla stopu tytanu (*gęstość:* 4,05 g/cm^3, *moduł Younga:* 115 000 MPa, *współczynnik Poissona*: 0,3).

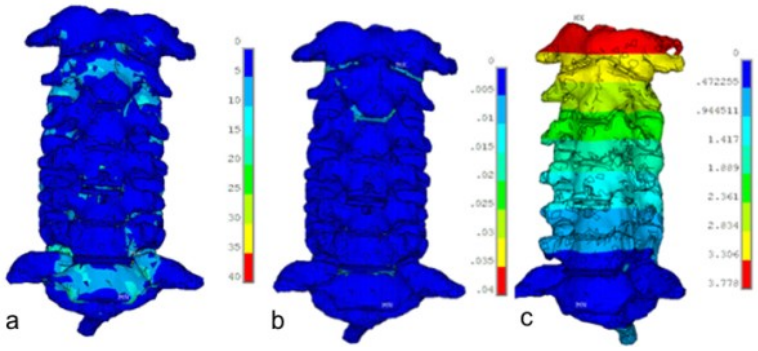
Wykonane modele zarówno model fizjologiczny jak i z dyskiem zostały wyeksportowane do programu ANSYS.



Rys. 4. Model dysku ProdiscC, kręgi C4-C5 przygotowane do implantacji oraz segment kręgosłup szyjny z zaimplantowanym sztucznym dyskiem

2.3 Analiza wytrzymałościowa

Analizę wytrzymałościową wykonano w programie ANSYS. Dla każdego z modeli przeprowadzono symulację ściskania i zginania. Punkt podparcia stanowiła dolna podstawa kręgosłupa szyjnego, której odebrano wszystkie stopnie swobody. W przypadku symulacji ściskania modele obciążono siłą 500N, rozłożoną na dwie siły, działające symetrycznie po obu stronach kręgosłupa. Dla symulacji zginania obciążono modele za pomocą pary sił, których moment gnący wynosił 10Nm. Wyniki symulacji wygenerowano w programie ANSYS jako barwne mapy odkształceń i naprężeń wg hipotezy Hubera-Missesa, a także wypadkowe sumy wektorów przemieszczenia.



0

3. PODSUMOWANIE

Na podstawie przeprowadzonych analiz stwierdza się, że implantacja sztucznego dysku poprawia stabilność kręgosłupa, co ilustrują wyniki. Dla symulacji ściskania otrzymane wartości naprężeń nie przekraczały 50MPa dla modelu fizjologicznego, a 40MPa dla układu kręgosłup-implant. Wartości odkształceń wg hipotezy Hubera-Missesa dla tkanki kostnej w układzie kręgosłup-implant były niższe niż dla modelu fizjologicznego, przy czym maksymalne wartości utrzymują się odpowiednio na poziome 0,02 i 0,04. Wypadkowe wartości przemieszczeń są wyższe dla fizjologicznego modelu kręgosłupa (7mm), niż po stabilizacji(3,7 mm), natomiast ich rozkład jest podobny w obu przypadkach.

Można więc stwierdzić, że po umieszczeniu implantu maleją wartości parametrów badanych podczas symulacji wytrzymałościowych. Wpływają na to własności materiału, z którego wykonany jest implant, a także fakt, że zwyrodniony segment ruchowy zostaje ustabilizowany sztucznym dyskiem.

Praca zrealizowania w ramach projektu badawczego N N502 365035.

LITERATURA

[1] Będziński R., Biomechanika inżynierska, Oficyna wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997.
[2] Gzik M., Biomechanika kręgosłupa człowieka, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2007.
[3] Radek. A, Maciejczak A. *Stabilizacja kręgosłupa.* Tom I: Kręgosłup szyjny, Uczelniane wydawnictwa naukowo-dydaktyczne, Kraków 2006.
[4] Wolański W., Tejszerska D. Analiza biomechaniczna odcinka szyjnego kręgosłupaczłowieka w sytuacji zastosowania stabilizacji, Modelowanie inżynierskie, Gliwice, 2009.

ENGINEERING SUPPORT CERVICAL SPINE NEUROSURGICAL OPERATIONS

Summary. The method of engineering support in neurosurgical operations concerning the stabilization of human cervical spine was presented in the article. Thanks to the modelling it was possible to conduct a durability analysis of the model of the cervical spine with the artificial disc implant placed in it. The calculations that were carried out, allowed to determine both the implant's influence on the spine and the internal stresses occurring in the spine with a stimulated strain.

Arkadiusz SZAREK, Department of Metal Working and Forming, Quality Engineering and Bioengineering, Czestochowa University of Technology, Czestochowa
Adam GNATOWSKI, Department of Polymer Processing and Production Management, Czestochowa University of Technology, Czestochowa

THE ANALYSIS OF CHANGES OF THERMAL PROPERTIES AND STRUCTURES OF THE BONE CEMENTS AFTER AGEING PROCESSES

Abstract. This paper presents the results of the investigations of thermal properties and the structure of bone cements developed based on polymethyl methacrylate with addition of fillers and auxiliaries. DSC method was employed to determine glass transition temperature for the studied bone cements before and after the process of aging in water NaCl solution subject to electrolysis. The investigations were carried out for bone cements with different composition and different percentage share of the components. Two types of bone cements were used for the investigations: CMW1 manufactured by CMW and Palamed 40. Thermal properties were analysed using differential scanning calorimetry by means of Netzsch DSC 200 Phox equipment. The structure was examined by means of Nikon Eclipse E 200 optical microscope.

1. INTRODUCTION

Bone cements based on polymethyl methacrylate were used in orthopaedics worldwide as early as in the fifties of the 20th century [1]. A range of their biomechanical advantages which could be obtained through cementing prostheses has made them a natural binding material for joint implants [1-4].

Polymer component (powder) for bone cement is polymethyl methacrylate (PMMA), which is a product of polymerization of methyl methacrylate (a thermoplastic). In some cases it is a copolymer of methyl methacrylate (MMA) and styrene (Simplex – P) or methyl acrylate (Palacos) [5]. Polymer in the form of powder is a product of suspension polymerization or a mechanically grinded product of block polymerization. The powder in this compound is in the form of regular spheres or irregular particles with more developed surface and diameters ranging from a fraction to several hundreds of micrometers, predominantly being 5 – 90 μm. An integral part of powder component is an initiator of polymerization process, benzoyl peroxide with the amount ranging from 0.5% (Palacos) to 3% (CMW) and sometimes contrast medium for radiological examinations in the form of barium sulphate (AKZ, Acrybond, CMW) or zirconium dioxide (Palacos R, Simplex – RO, Implast) added with the amount of up to 15%. A liquid monomer component is usually MMA, sometimes its mixture with other acryl monomers, i.e. butyl methacrylate (Sulfix – 6). Both components of bone cement i.e. powder and fluid, are mixed with weight ratio of from 1.7:1 to 3:1, depending on the resultant commercial product. The components are prepared by producers in the required proportions and in suitable packages [5]. Acryl bone cements are polymerized after mixing of both components according to radical mechanism. An initiator of polymerization is benzoyl peroxide from powder component. Activation energy for creation of free radicals of benzoyl

peroxide is reduced as a result of using a catalyst (DMPD) from liquid component. Using of this type of redox system (oxidation – reduction) allows for polymerization reaction which occurs very fast (several minutes) even in room temperature [6-10]. Macroscopically polymerized mass is composed of aggregates of polymer with dimensions of 10-18 micrometers connected with the bridges of polymerized monomer. During polymerization, this material is plastic and can be formed easily while it penetrates even deep into the fine trabecular structures in bone. Polymer is solidified in less than 10 minutes from the beginning of mixing (powder + fluid), which is a time required for fixation of prostheses [5]. Many physical and chemical processes occur during formation of bone cement, as a result of which a structure of mutually combined PMMA and PMMA chains is obtained in situ [11].

Working environments for cements are very aggressive, which considerably elevates the aging rate and causes intensified chipping of cement, which results in weakening of bone-cement-implant system. This phenomenon might lead to loosening of prosthesis and the necessity to perform implantation. Another negative effect of ageing and cement chipping is the phenomenon of emission of cement particles to human body. These particles, moving inside the body are deposited in different organs, e.g. liver, kidney etc. causing pathologies [5].

The study presents the results of investigations of thermal properties and the structures of bone cements manufactured from polymethyl methacrylate (PMMA) with addition of fillers and auxiliary media. The investigations were carried out for bone cements from different manufacturers, with different composition and percentage of components. Depending on physical state of polymer materials and the environments they work in, different uncontrolled phenomena might occur, including degradation, depolymerisation, destruction and residual processes of polymerization, cross-linking, hydrolysis. These phenomena lead to aging process, which causes irrecoverable adverse changes in the materials. The term aging is used for determination of changes in physical properties of polymers caused by chemical, thermal, biological, mechanical or photochemical reactions which cause breaking of macromolecule chain [12, 13]. In order to learn more about the effect of the process of aging on a particular polymer material, one should carry out aging examinations under working condition. However, the duration of the process causes that the methods of accelerated aging are employed, at which high frequency of effect of agents on polymer material causes acceleration of the process.

DSC method allowed for determination of vitrification temperature in the studied bone cements before and after the process of aging in water solution of NaCl subjected to electrolysis. Differential scanning calorimetry (DSC) is a method used for examination of thermal effects which occur in particular time under isothermal conditions. Measurement of heat which is generated as a result of chemical reactions and physical processes is taken directly. DSC allows for obtaining of information about thermodynamic reactions in a particular process. Knowledge of the course of the process allows for determination of the relationships between molecular parameters and properties of polymer materials [14, 15].

2. MATERIAL AND METHODOLOGY

Materials used for the investigations were bone cements: CMW1 manufactured by CMW Laboratories Dentsply and Palamed 40 manufactured by Heraeus Kulzer GmbH.

Samples with dimensions of 50x10x4 mm were obtained at the temperature of 21 °C from the components delivered by the manufacturer according to the following procedure:

- chemical components in the form of fluid were poured to a sterile container,
- the container was filled with chemical components in the form of powder while evenly distributing it in the fluid,
- mixing of components was made with mixing time of 60 s,

- after mixing stage was completed, the mixture was left for 3 minutes required for viscosity to be sufficient,
- application tool was used to put the mixture to the mould,
- the process of polymerization was completed after 7 minutes from application of the material to the mould and then the samples were removed,
- the examinations were carried out 24 hours after polymerization.

Ageing was conducted in water solution of NaCl with concentration of 25% and pH 8, where the samples were placed. The process of electrolysis was carried out with the following parameters:

- direct current with intensity of 0.3A, voltage 4.3V, duration 720h.

DSC examination of bone cements were carried out using scanning microcalorymeter Netzsch PC-200. DSC curves were recorded during heating of samples at the rate of 10 ºC/min within the range of temperatures from 20 to 200 °C. Preparations for DSC examination were cut out from the samples obtained during polymerization of components of bone cements. PC 200 Netzsch apparatus software was employed for determination of glass transition temperature. The software allowed for examination of thermogravimetric curves within the set range of temperature. The model material was indium and sample mass was from 8 to 12 mg. The samples were weighted by means of SARTORIUS balance with accuracy of 0.01 mg, with external calibration and closed measurement chamber. The examinations were carried out according to current standards.

Structure examinations were carried out using optical microscope Nikon Eclipse E 200. The samples with thickness of 16-22 μm were used for investigations, cut out from sample core by means of microtome manufactured by Thermo Electron Corporation.

3. RESULTS AND ANALYSIS

Results of DSC examinations obtained from computations by means of Netzch software are compared in Table 1.

Table 1. The results of DSC investigations obtained from calculations of the Netzch programme

Samples	Glass transition temperature - PMMA, ºC
CMW1	109,7
CMW1 after ageing	104,3
Palamed 40	108,3
Palamed 40 after ageing	102,4

Figure 1 present DSC thermograms for bone cements in the study before and after the process of aging. Analysis of thermograms for the bone cements reveals that the shape of curves varies. This concerns in particular the changes in the value of glass transition temperature depending on chemical constitution of bone cements and aging process.

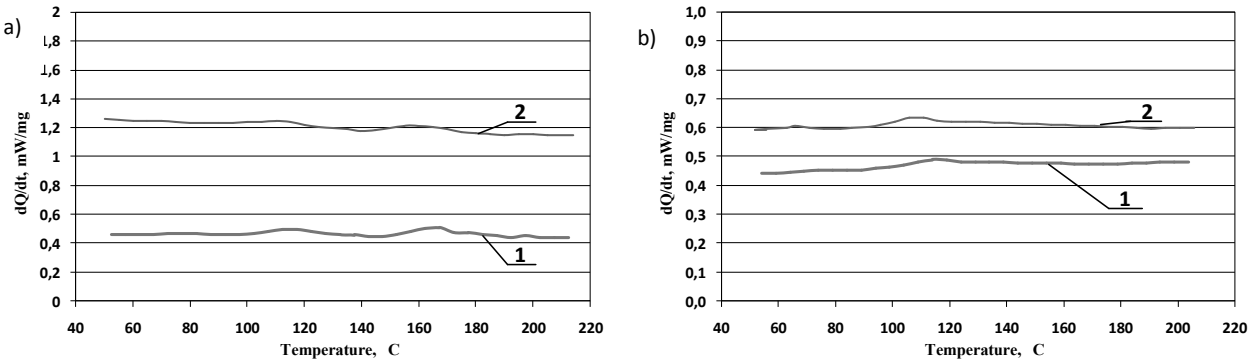


Fig. 1. Thermograms DSC of the: a) CMW1 bone cement, b) Palamed 40 bone cement; 1 - before ageing , 2 - after ageing

Value of energy absorbed by polymer material during aging of the samples rose both in the case of CMW1 and Palamed 40. In the area of temperatures lower than glass transition temperature, polymer material remains hard and brittle. In the vitreous zone, thermal energy is insufficient to overcome potential barrier for transfer and rotational movements of particle segments. The system remains in the state of thermodynamic non-equilibrium. In the zone of vitreous transition Brownian motion is initiated in molecular chain. Thermal energy becomes comparable to the barrier of potential energy to chain rotation. Glass transition temperature depends on chemical and molecular structures of bone cements depending on the types and the amount of used components. Lower values of glass transition temperature registered during investigations by means of DSC method for samples made of bone cements after the process of aging confirm the change in properties and structure of the materials used for the study. Glass transition temperature is closely connected with mobility of macroparticles which is affected by coherence of the structure and free volume [16].

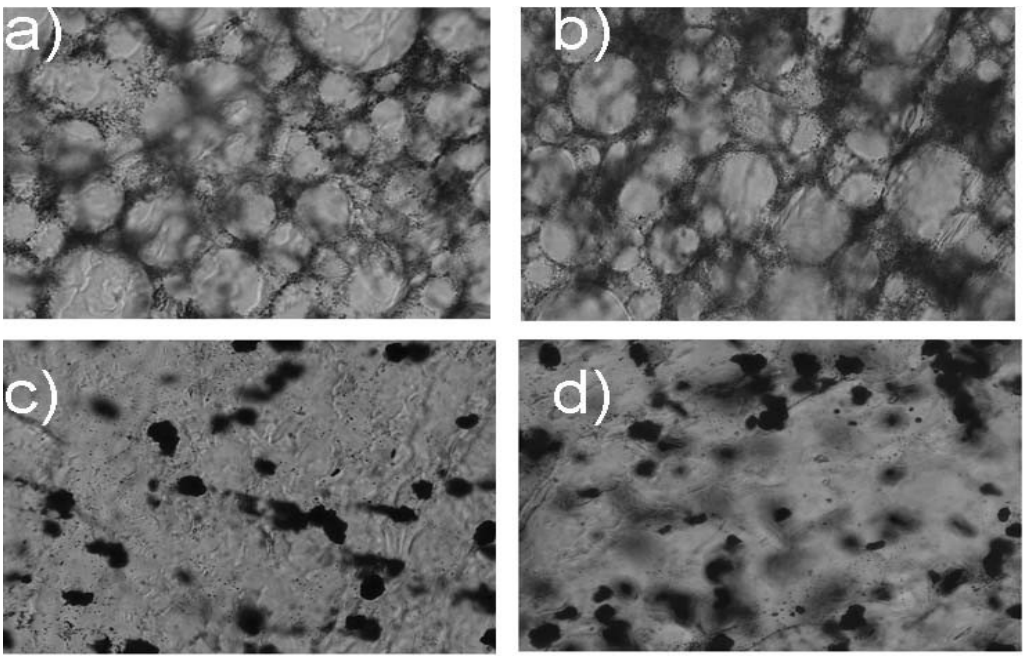


Fig. 2. Structure observed on optical microscope with magnification of 200x: a) CMW1 bone cement before ageing, b) CMW1 bone cement after ageing, c) Palamed 40 bone cement before ageing, d) Palamed 40 bone cement after ageing

Increase in glass transition temperature occurs with an increase in concentration of components contained in the composite [15]. Lower mobility of chains can be observed in

this case and it results in higher glass transition temperature compared to bone cement before aging. Lower values of glass transition temperature after aging confirm occurrence of free volumes in the structure of bone cements in the study (Fig. 2b, d) as a result of material degradation.

4. SUMMARY

Properties shown by bone cement which is a binding material for connecting prosthesis with bone have considerable effect on durability and biofunctionality of artificial hip joint.

Bone cement used during hip joint replacement should be characterized by high biocompatibility, biotolerance and resistance to degradation and emission of particles to human body. Specific working environment for artificial hip joint, which is chemically aggressive, forces the necessity to ensure the resistance to aging, since the process leads to degradation of polymer material, causes chipping of the material and weakens the system of bone-cement implant.

Properties of studied bone cements depend considerably on the content of fillers and auxiliary media. Analysis of DSC thermograms reveals changes in the value of vitrification temperature for PMMA after the process of aging of the materials in water solution of NaCl subjected to electrolysis. Lower values of glass transition temperature were obtained for the samples made of bone cements after the process of ageing. The scope of changes in the analysed properties is similar for the bone cements in the study.

ACKNOWLEDGMENTS

This work was supported by the Foundation for Polish Science – TEAM project 2010-2014.

REFERENCES

[1] Kavanagh B.F, Wallrichs S, Dewitz M, Berry D, Currier B, Ilstrup D, Coventry MB., Charnley low-friction arthroplasty of the hip. Twenty-year results with cement, J Arthroplasty 10(1), 1995, 117-121.
[2] Baleani M, Cristofolini L, Minari C, Toni A., Fatigue strength of PMMA bone cement mixed with gentamicin and barium sulphate vs pure PMMA, Proc. Inst. Mech. Eng. [H] 217(1), 2003, 9-12.
[3] Pitto R.P, Spika I, Carstens A., Preheating of the femoral component in cemented total hip replacement, Orthopaedic Proceedings 86-B, 2004, 466-467.
[4] Lewis G, Janna S, Bhattaram A., Influence of the method of blending an antibiotic powder with an acrylic bone cement powder on physical, mechanical, and thermal properties of the cured cement, Biomaterials 26(20), 2005, 4317-4324.
[5] Data obtained on the ground descriptions of producers of bone cements.
[6] Włodarski J., Szyprowski J. Więckowski W., Szarek A., Wpływ wypełniaczy na własności wytrzymałościowe kompozytowych cementów kostnych, Kompozyty (Composites) 5, 4, 2005, 78-82
[7] Homsy Ch., Prothetic stabilisation with acrylic polymer, Clin. Othop. 83, 1972, 317-322.
[8] Daniels A.U., Freeze-arrested polymerisation of PMMA bone cement, Biomed. Mat. Res. Symp. Trans. 2, 1978, 120-121.
[9] McLaughlin R., Blood clearance and acute pulmonary toxicity of MMA in dogs, I. Bone It. Surgery 55A, 1973, 1621-1624.

[10] Weissmann E., Intravenous methacrylate after THR, I. Bone It. Surgery 66A,1984, 443-448.
[11] Muller S., .McCaskie A., Themechanics of cemented total hip replacement, Current Orthopaedics 16, 2002, 403-406.
[12] Przygocki W., Włochowicz A., Fizyka polimerów, Wydawnictwo naukowe PWN, Warszawa 2001.
[13] Blom H., Yeh R., Wojnarowski R., Ling M., Detection of degradation of ABS materials via DSC, Thermochimica Acta 442, 2006, 64 – 66.
[14] Gnatowski A., Influence of the Polyvinylpyrrolidone Modification on Crystallines and Properties of Selected Thermoplastic Polymers, Journal of Polymer Engineering 27, 6-7, 2007, 507-524.
[15] Typek J., Guskos N., Szymczyk A., Petridis D., FMR and DSC study of maghemite nanoparticles in PMMA polymer matrix, Journal of Non-Crystalline Solids 354, 2008, 4256–4261.
[16] Pramoda K. P., Liu T., Effect of moisture on the dynamic mechanical relaxation of polyamide-6/clay nanocomposites, J. Polym. Sci., Part B: Polym. Phys. 42, 10, 2004, 1823–1830.

ANALIZA ZMIAN WŁAŚCIWOŚCI TERMICZNYCH I STRUKTURY CEMENTU KOSTNEGO PO PROCESACH STARZENIA

Streszczenie: W artykule określono metodą DSC wartości temperatury zeszklenia PMMA przed i po procesie starzenia w roztworze wodnym NaCl poddanym elektrolizie. Badania przeprowadzono dla PMMA o różnym składzie i udziale procentowym składników. Do badań zastosowano dwa rodzaje cementów kostnych: CMW1 oraz Palamed 40. Dla części materiału badawczego przeprowadzono proces przyspieszonego starzenia w celu określenia odporności chemicznej na czynniki powodujące korozję i degradację cementu kostnego. Badania właściwości termicznych wykonano metodą różnicowej kalorymetrii skaningowej, wykorzystując urządzenie DSC 200 Phox firmy Netzsch. Strukturę obserwowano pod mikroskopem optycznym firmy Nikon Eclipse E 200.

Katarzyna SZEPIETOWSKA, Katedra Mechaniki Budowli i Mostów, Politechnika Gdańska, Gdańsk

KOMPUTEROWA SYMULACJA MEMBRANY STOSOWANEJ W LECZENIU PRZEPUKLIN BRZUSZNYCH

Streszczenie. Z uwagi na częste nawroty choroby i chęć zminimalizowania bólu u pacjentów po operacjach przepukliny wykonanych metodą wideoskopową, lekarze poszukują optymalnej liczby zszywek łączących implant z tkanką ludzką. Celem pracy jest analiza wpływu warunków brzegowych na siłę ścinająca zszywki. Metodą Elementów Skończonych przeanalizowano dwa modele membran: z podporami sztywnymi i z podporami sprężystymi. Wywnioskowano, że przyjmowanie modelu z podporami sprężystymi jest bardziej wskazane, ponieważ model ten jest bezpieczniejszy i bardziej odpowiada rzeczywistości.

1. WSTĘP

W leczeniu przepuklin metodą wideoskopową, z zastosowaniem implantów syntetycznych, bardzo istotny jest prawidłowy dobór ilości zszywek łączących implant z tkanką ludzką [3]. Zbyt mała ich liczba może doprowadzić do nawrotu choroby, a za duża będzie wywoływać ból u pacjenta. Dlatego też lekarze poszukują optymalnej liczby łączników. Gdański Uniwersytet Medyczny i Politechnika Gdańska realizują projekt HAL 2010 „Optymalizacja leczenia przepuklin brzusznych za pomocą implantów syntetycznych.”, który ma na celu stworzenie systemu wspomagania podejmowania decyzji dla chirurgów.

Głównym celem pracy jest przedstawienie analizy wpływu warunków brzegowych na siły panujące w zszywkach łączących implant z powięzią. Przeanalizowano przypadek implantu w postaci siatki o nazwie handlowej Proceed.

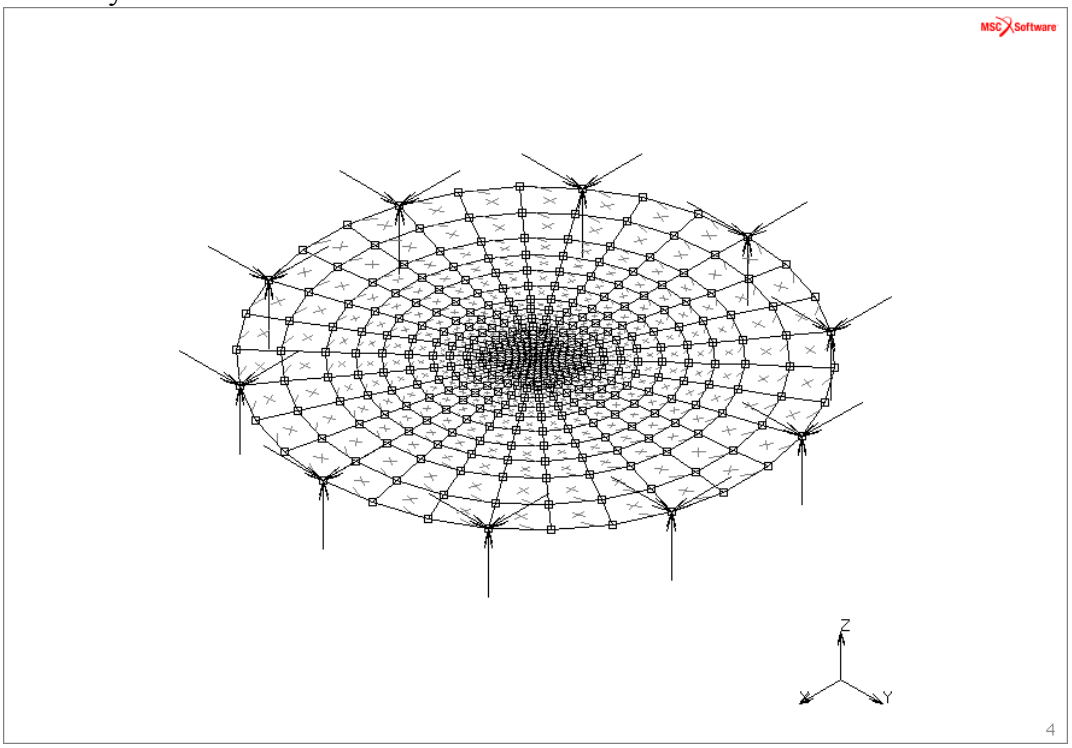
Okrągły implant syntetyczny o średnicy 5cm wymodelowano jako membranę [2], [4], [6] przy użyciu Metody Elementów Skończonych w systemie MSC. Marc [5]. Potrzebne dane materiałowe zostały wcześniej zidentyfikowane doświadczalnie w ramach projektu HAL 2010. Przeprowadzono analizę w zakresie nieliniowym. Założono małe odkształcenia i duże przemieszczenia [1]. Zastosowano cztero-węzłowe elementy skończone. Membranę obciążono prostopadle do jej powierzchni środkowej ciężarem własnym oraz ciśnieniem panującym w jamie brzusznej człowieka w czasie kaszlu, który to jest jedną z głównych przyczyn nawrotu choroby. Stworzono dwa modele [7] różniące się warunkami brzegowym

2. MODELE IMPLANTU SYNTETYCZNEGO

W modelach przyjęto wstępne napięcie membrany o wartości 10Pa w obu kierunkach. Grubość analizowanego implantu wynosi 0,6 mm. Siatka wykonana jest z materiału izotropowego o module Younga E=11,667e6 Pa, współczynniku Poissona ν=0,4 oraz gęstości objętościowej równej 245,55 kg/m^3.

2.1 Model z podporami sztywnymi

Pierwsza membrana (model I) ma w 10 punktach zablokowane przemieszczenia we wszystkich 3 kierunkach (Rys. 2), co modeluje zamocowanie implantu za pomocą zszywek. Dodatkowo każdy węzeł na obwodzie siatki jest podparty w kierunku prostopadłym do powierzchni środkowej membrany, co odpowiada oparciu siatki na pierścieniu przepuklinowym.

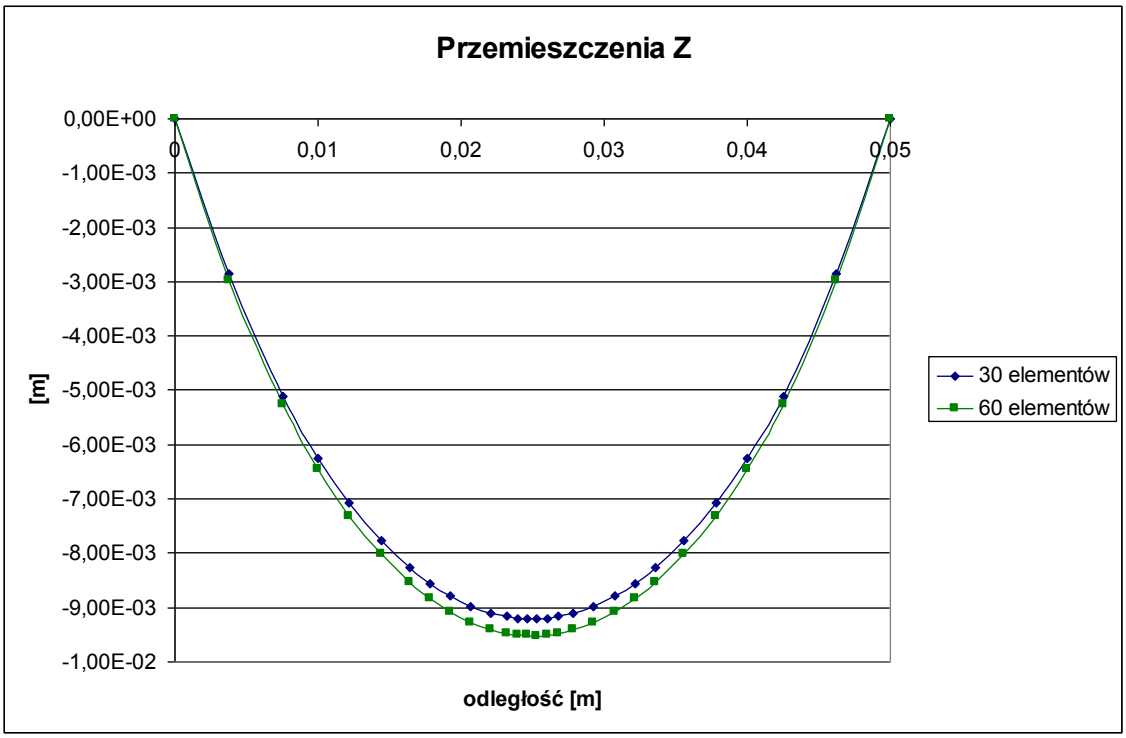


Rys. 2. Podpory modelu I

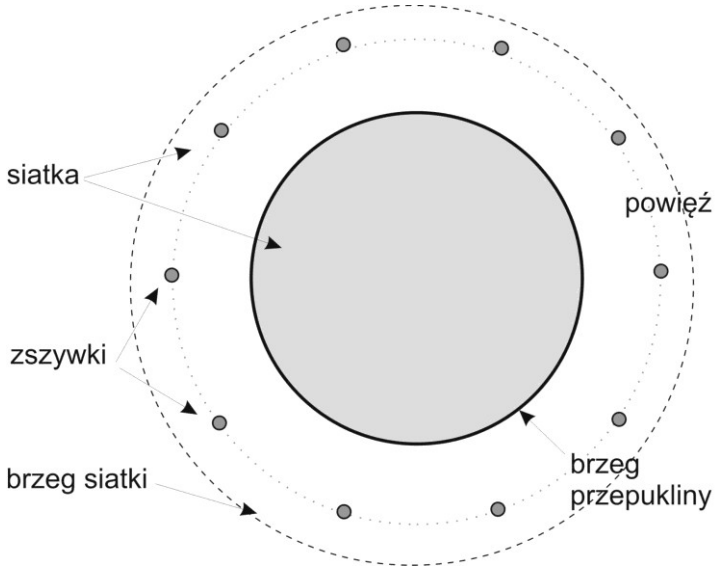
Wygenerowano siatkę elementów skończonych składającą się z 356 elementów i 372 węzłów. Na obwodzie znajduję się 30 elementów skończonych. Rozmiar elementów zmienia się od największych na obwodzie po najmniejsze w środku membrany. Następnie zagęszczono siatkę, uzyskując model z 60 elementami skończonymi na obwodzie. W ramach analizy zbieżności porównano wyniki przemieszczeń (Rys. 3) oraz naprężeń dla węzłów znajdujących się na przekątnej. Średnia różnica wyniosła dla przemieszczeń 3,7%, dla naprężeń σ_{11} 2,57%, a dla naprężeń σ_{22} 2,41%. Ponieważ różnice w wynikach nie przekroczyły 5% uznano siatkę z 30 elementami na obwodzie za poprawną i stosowaną ją do dalszych obliczeń.

2.2 Model II z podporami sprężystymi

Drugi model zawiera podpory sprężyste. W rzeczywistości implant jest zamocowany w pewnej odległości od brzegu przepukliny (Rys. 4) (zalecana przez chirurgów odległość to 1,5cm). W modelu założono, że odcinek, na którym membrana współpracuje z elementami jamy brzusznej, jest modelowany za pomocą podpór sprężystych (Rys. 5). Sztywność wprowadzonych sprężyn wynosi 6000N/m w przypadku sprężyn radialnych i 4000N/m w przypadku sprężyn bocznych.



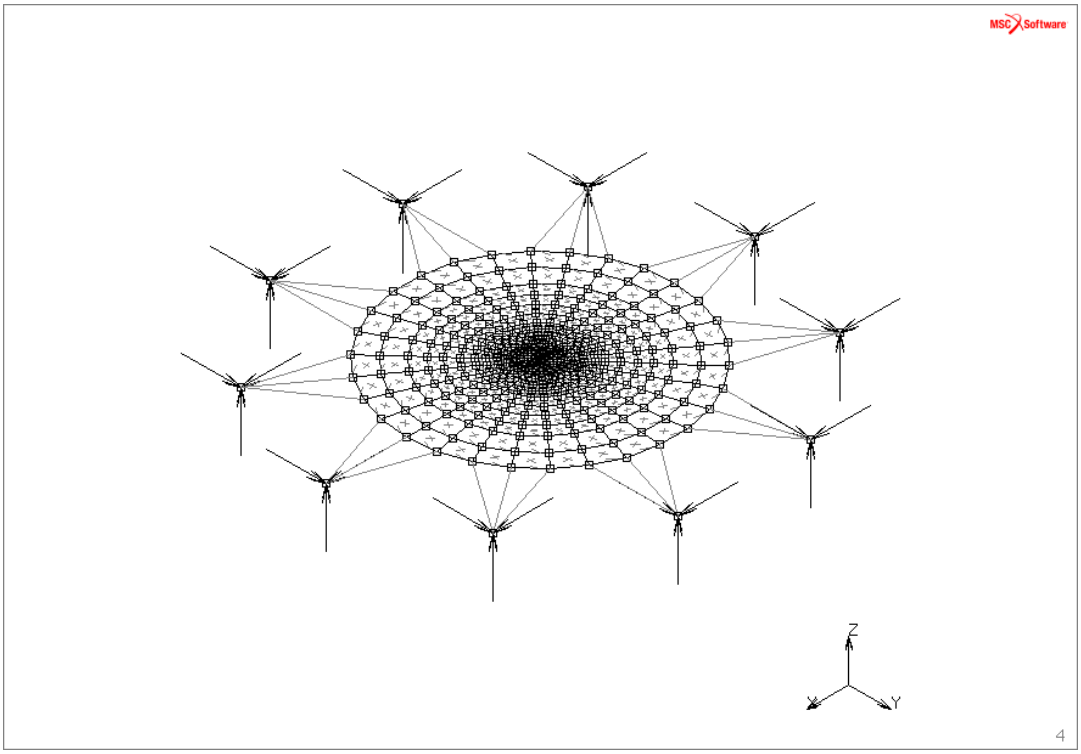
Rys. 3. Wykres przemieszczeń dla siatki z 30 elementami na obwodzie i 60 elementami na obwodzie (model I)



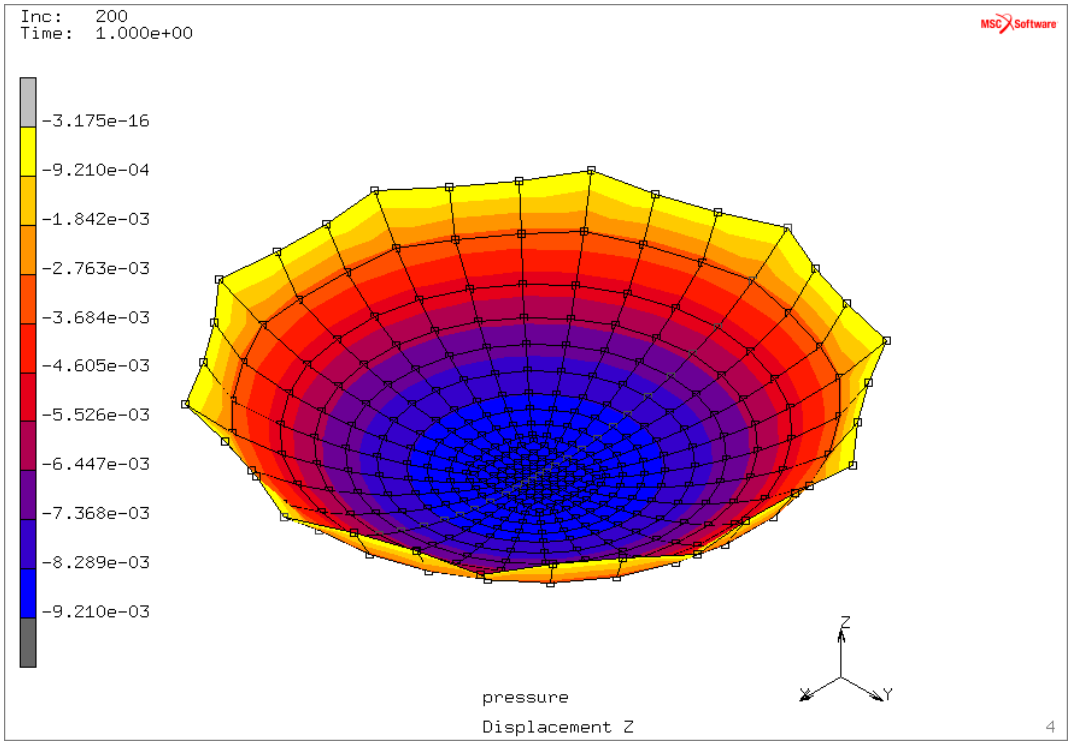
Rys. 4. Schemat układu modelowanego przy użyciu sprężyn

3. WYNIKI

Przemieszczenia na kierunku Z są dominujące. Maksymalne ugięcie wystąpiło na środku membrany i wyniosło 9,21mm (Rys. 6) w przypadku modelu I i 8,4mm (Rys. 7) w przypadku modelu II. W membranie panuje płaski stan naprężenia. Składowa naprężeń σ_{11} osiągnęła maksymalną wartość równą 1,333e6 Pa w modelu I i 1,38 e6Pa w modelu II. Składowa naprężeń σ_{22} osiągnęła maksymalną wartość równą 2,57e6 Pa w modelu I a 1,384e6 w modelu II. Z wykresów odkształceń można zauważyć, że obie membrany marszczą się przy podporach.

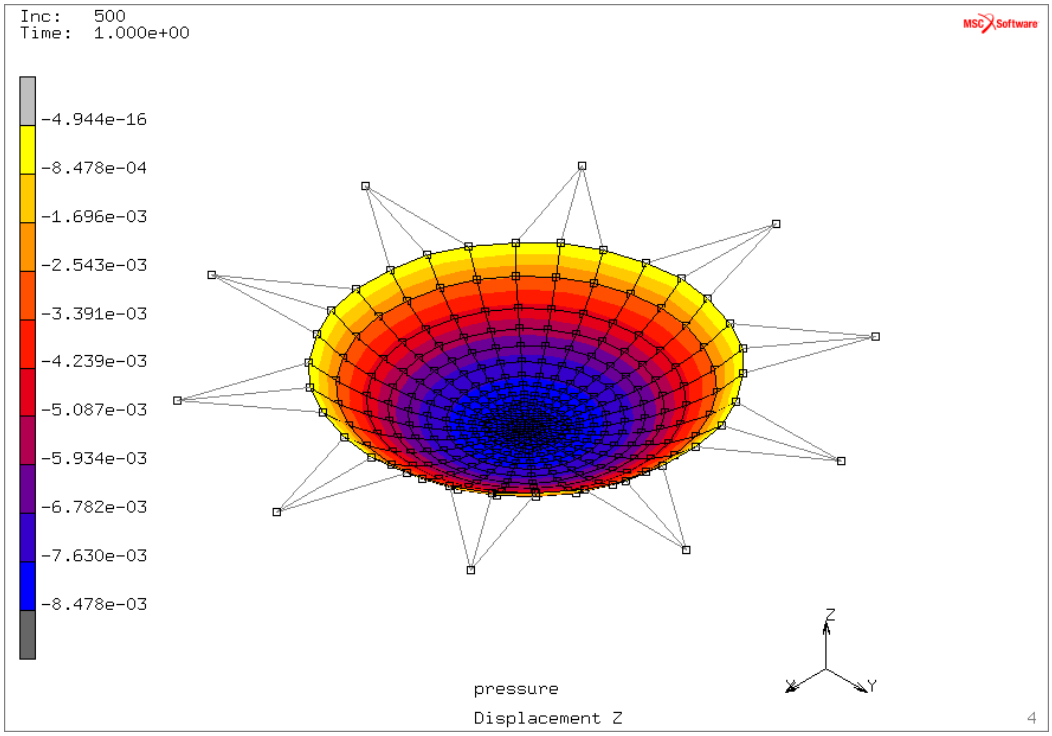


Rys. 5. Podpory sprężyste - model II



Rys. 6. Przemieszczenia w kierunku Z [m] - model I

Najważniejszym wynikiem jest z punktu widzenia optymalizacji ilości zszywek siła w połączeniu implantu z powięzią, czyli wypadkowa reakcja w kierunku poprzecznym, która dla modelu I wyniosła 5,79 N, a dla modelu II 7,27 N. Różnica względna wyniosła więc 20,42%.



Rys. 7. Przemieszczenia na kierunku Z [m] - model II

4. WNIOSKI

Siła wypadkowa ścinająca zszywki w przypadku pierwszego modelu jest znacznie mniejsza niż w modelu z podporami sprężystymi. Naprężenia, odkształcenia i przemieszczenia są w przypadku modelu z podporami sztywnymi większe, ale nie przekraczają wartości dopuszczalnych. Siła działająca na podpory jest czynnikiem decydującym o nośności połączenia i to ona jest wielkością najistotniejszą przy wyborze liczby zszywek.

Podsumowując można stwierdzić, że model z podporami sprężystymi jest modelem znacznie bezpieczniejszym niż model z podporami sztywnymi. Stosując model II przy doborze liczby łączników będziemy po stronie bezpieczniejszej. Szczególnie, że różnica w wartości siły w połączeniu wynika z istnienia składowej reakcji w kierunku prostopadłym do powierzchni środkowej membrany w modelu I, która działa na korzyść połączenia dociskając membranę do powłok brzusznych.

Podziękowania: Autor wyraża podziękowania zespołowi realizującemu Projekt HAL 2010 „Optymalizacja leczenia przepuklin za pomocą implantów syntetycznych” a w szczególności dr inż. Izabeli Lubowieckiej. Praca powstała przy wsparciu Unii Europejskiej, Program Operacyjny Innowacyjna Gospodarka (kontrakt nr UDA-POIG.01.03.01-22-086/08-00).

LITERATURA

[1] Branicki Cz., Kłosowski P.: Analiza numeryczna powłok wiszących w zakresie dużych przemieszczeń, II Konferencja Konstrukcje Powłokowe Teoria i Zastosowania, Gołub-Polska (1978) 42-48
[2] Cavicchi A., Gambarotta L., Massabò R.: Computational modeling of reconstructive surgery: The effects of the natural tension on skin wrinkling, Finite Elements in Analysis and Design 45 (2009) 519-529
[3] Lubowiecka I., Szymczak C., Tomaszewska A., Śmietański M.: Mathematical study of tissue-implant connection in a vernal hernia repair in a context of the system's parameters, W Proc. Of the 80th Annual Meeting of the International Association of Applied Mathematics and Mechanics (GAMM), 9-13 Feb. 2009, Gdańsk, Poland
[4] Lubowiecka I., Woźnica K.: FEM modelling of membrane structure in human hernia repair, zaakceptowany przez: CMM 2011, 9-12 May 2011, Warsaw, Poland
[5] MSC. Marc® Mentat® Help Reference
[6] Ptot V., Skallerud B.: Nonlinear solid finite element analysis of mitral valves with heterogeneous leaflet layers, Comput Mech (2009) 43:353-368
[7] Szepietowska K.: Komputerowa symulacja membrany stosowanej w leczeniu przepuklin brzusznych, praca dyplomowa inżynierska, Politechnika Gdańska 2010

NUMERICAL SIMULATION OF MEMBRANE STRUCTURE USED IN THE TREATMENT OF AMDOMINAL HERNIA

Summary. Due to frequent recurrences and desire to minimize pain after hernia repair operation, physicians are looking for the optimal number of joints which connect implant with human tissue. The main aim of this study is to analyze the influence of boundary conditions on the shear strength in joints. Two models of membrane have been analyzed using Finite Element Method: with stiff supports and with elastic supports. In conclusion, the solution with elastic supports seems to be more appropriate due to the boundary conditions closer to real tissue-implant system and also safer if considering the shear force value in the joints.

Piotr ŚLIMAK, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej w Gliwicach
Wojciech WOLAŃSKI, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice
Marek GZIK, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

WPŁYW STABILIZACJI PRZEDNIEJ NA BIOMECHANIKĘ ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA

Streszczenie. W pracy przedstawiono model numeryczny odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka sformułowany na podstawie tomografii komputerowej TK, przy wykorzystaniu oprogramowania Mimics. Pozytywnie zweryfikowany model został wykorzystany do analizy stanu naprężeń i odkształceń w przypadku zastosowania przedniej stabilizacji przy wykorzystaniu programu Ansys Workbench. Na podstawie uzyskanych wyników z przeprowadzonych symulacji komputerowych stwierdzono, że przednia stabilizacja kręgosłupa powoduje usztywnienie oraz ustabilizowanie układu.

1. WSTĘP

Kręgosłup ze względu na pełnione zadania w organizmie ludzkim wymaga właściwej eksploatacji w okresie całego życia. Od momentu poczęcia poddawany jest wpływowi czynników zarówno natury fizjologicznej, jak i wynikających bezpośrednio z trybu życia matki, jej relacji z otaczającym środowiskiem. Jednakże własności biomechaniczne kręgosłupa kształtowane są przede wszystkim w okresie od narodzin do późnego dojrzewania, gdzie zważywszy na bardzo gwałtowny wzrost struktur kręgosłupa w stosunku do innych etapów życia ludzkiego jakiekolwiek zaburzenia, odstępstwa od naturalnego prawidłowego rozwoju powodują, deformacje, wady postawy, które bez specjalistycznego nadzoru lekarskiego prowadzą do poważnego upośledzenia funkcji kręgosłupa, czego efektem jest eliminacja danej osoby z życia zawodowego, a w skrajnych przypadkach śmierć (np. nieleczona skolioza). Biomechanika jako nauka z pogranicza techniki i medycyny zajmująca się ruchem, jego przyczynami i skutkami umożliwia identyfikacje zjawisk zachodzących wewnątrz układów biologicznych, dlatego jest bardzo pomocna podczas formułowania modeli numerycznych kręgosłupa [1].

Dzięki modelowaniu i symulacji komputerowej istnieje możliwość nieinwazyjnej analizy parametrów, niemożliwych do przebadania bezpośrednimi tradycyjnymi metodami [2]. Współczesny rozwój technologii komputerowych, mocy obliczeniowej procesorów umożliwia stworzenie coraz bardziej zaawansowanych modeli numerycznych kręgosłupa człowieka, które w połączeniu z wiedzą inżynierską i medyczną są znakomitą bazą do przeprowadzania badań oraz analiz biomedycznych, co daje możliwość optymalnego wyboru ze względu na dane kryterium metody leczenia, rehabilitacji, czy też stabilizacji kręgosłupa.

Niniejszy artykuł został poświęcony badaniom biomechaniki odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka ze stabilizacją przednią, które zostały zrealizowane w Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechniki Śląskiej w Gliwicach.

2. MODEL NUMERYCZNY ODCINEK SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA

Model numeryczny odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka sformułowano na podstawie tomografii komputerowej TK kobiety w wieku około 48 lat i składał się z następujących elementów:

- kręgów od C1 do C7,
- dysków międzykręgowych,
- połączeń stawowych.

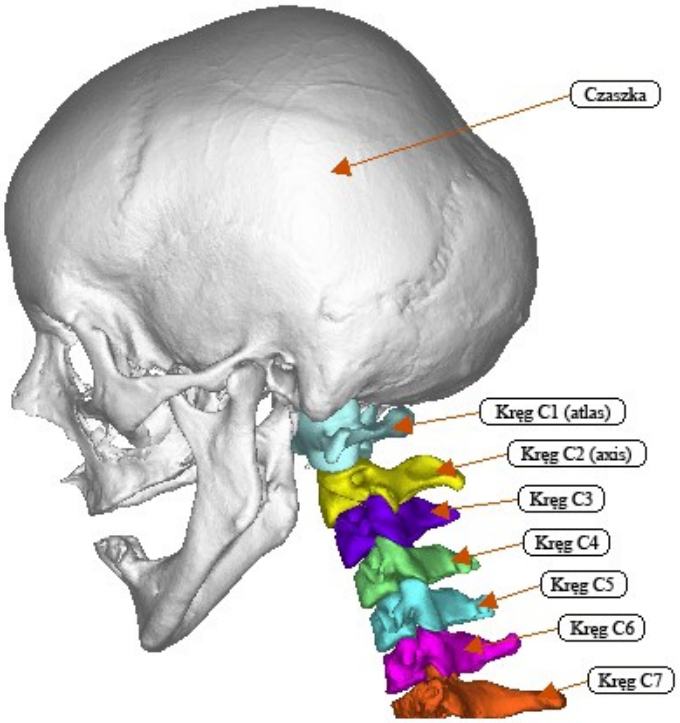
W oparciu o pozyskaną wiedzę, na wstępie modelowania pominięte zostały elementy budowy anatomicznej, których wpływ na zachowanie poszczególnych struktur kręgosłupa w rozważanym przypadku jest mało istotny, a ich zamodelowanie spowodowałoby nieuzasadnioną komplikacje modelu. Zatem nie uwzględniono następujących składowych budowy odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka: układu pokarmowego, ustroju nerwowego, systemu krwionośnego, kości gnykowej oraz mięśni. Odrzucone zostały również więzadła szyjne z uwagi na ogromną trudność wyselekcjonowania ich geometrii z tomografii komputerowej, przy czym zabieg ten skompensowano poprzez odpowiednio dobrane obciążenie (mało istotny wpływ więzadeł przy osiowym ściskaniu, zginaniu bocznym).
Modele sformułowano przy następujących założeniach upraszczających [2, 3]:

1. Kręgi przyjęto jako ciała jednorodne o własnościach izotropowych.
2. Połączenia stawowe zastąpiono oddziaływaniem odkształcalnych elementów bryłowych. Elementom nadano cechy liniowo-sprężyste będące średnimi własnościami elementów stanowiących połączenia stawowe.
3. Dyski międzykręgowe przyjęto jako ciała liniowo-sprężyste.
4. Analizowano głównie obciążenia o charakterze statycznym: osiowe ściskanie oraz zginanie boczne.

2.1. Geometria kręgów uzyskana z badań radiologicznych TK

Poprzez odpowiednie odtworzenie i obróbkę danych radiologicznych TK otrzymano obraz analizowanego odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka (rys.1). Wartości progowe skali Housfielda wykorzystane podczas generacji obiektów 3D przyjęto w granicach od 210 do 1410. Wybrany przedział zapewnił optymalne wyznaczenie kręgów szyjnych. Zarówno krążki miedzykręgowe, jak i stawy kręgosłupa zostały wyznaczone na podstawie operacji logicznych z wykorzystaniem wcześniej stworzonych elementów kostnych.

W celu wygenerowania siatki MES skorzystano z modułu Mimics Remesh, gdzie na podstawie dobranych parametrów, operacji wygładzania, redukcji liczby trójkątów stworzono siatkę modelu przy uwzględnieniu optymalnego stosunku liczby trójkątów do czasu wymaganego podczas obliczeń numerycznych. Zagęszczenie siatki MES przyjęto na poziomie około 4000 elementów dla kręgów szyjnych i około 700 dla krążków międzykręgowych oraz stawów.

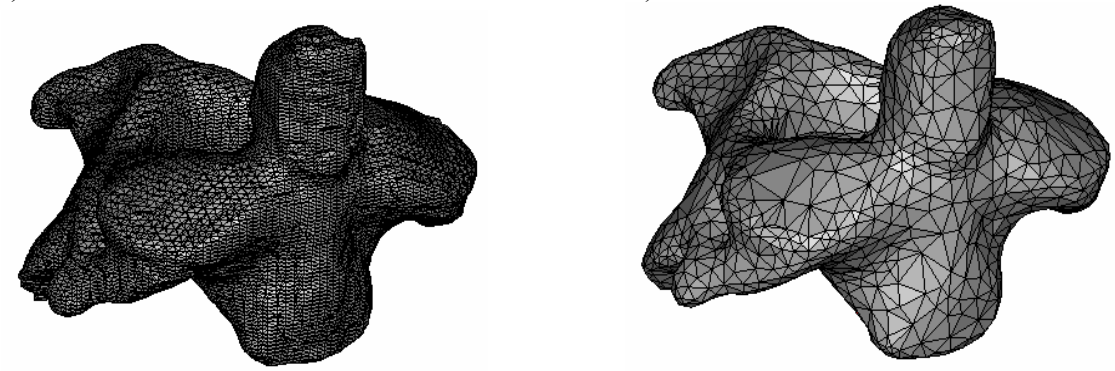


Rys. 1. Widok z boku modelu 3D kręgosłupa szyjnego człowieka wraz z czaszką

2.2. Dyskretyzacja modelu

Uzyskane modele MES poszczególnych struktur składowych kręgosłupa szyjnego człowieka otrzymane przy wykorzystaniu oprogramowania Mimics posiadają rozszerzenie LIS (rys.3), które nie jest zarówno rozpoznawalne przez wersję Static Structural programu Ansys oraz Workbench, gdyż nie zawiera informacji na temat posiadanej przez obiekt objętości wymaganej przy symulacji komputerowej. W wybranym środowisku przeprowadzona zostanie analiza biomechaniczna.

a) b)



Rys. 2. Model kręgu C2: a) przed optymalizacją liczby elementówskończonych, b) po redukcji elementów skończonych

Model numeryczny kręgosłupa szyjnego człowieka ze stabilizacją przednią stworzony został w oprogramowaniu Ansys Workbench. Poszczególne struktury układu różnią się od siebie geometrią i własnościami materiałowym (tab. 1). Dlatego by zachować ich odrębność podczas modelowania wykorzystano funkcję separującą „freeze".

Tabela 12. Przyjęte w modelu własności materiałowe elementów kręgosłupa

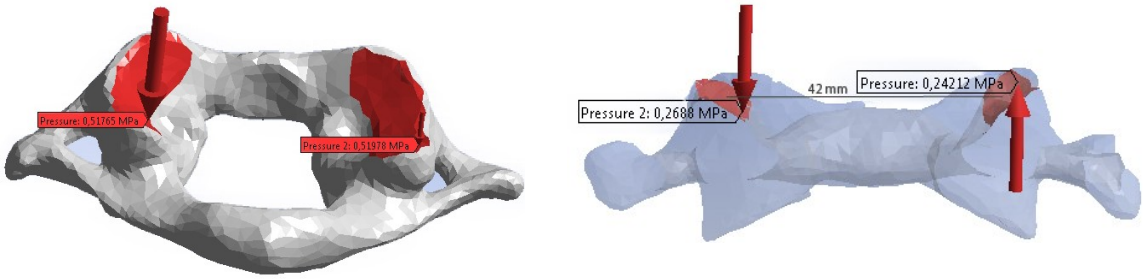
Element	Moduł Younga [MPa]	Liczba Poissona
Kręgi	10 000	0,30
Krążki międzykręgowe	3,4	0,49
Stawy	10,4	0,40
Implant	115 000	0,30

Wszystkie modele numeryczne poddane zostały jednakowym statycznym obciążeniom o tym samym kierunku działania oraz miejscu przyłożenia. W procesie modelowania odwzorowano szczegółową anatomiczną budowę kręgów, uwzględniono dyski międzykręgowe oraz stawy. We wszystkich modelach struktury kręgosłupowe zamodelowano w identyczny sposób, a w przypadku układów ze stabilizacją przednią zasymulowano pierwsze dni po operacji, kiedy nie występuje jeszcze zrost kostny. Wszystkie modele utwierdzone zostały zgodnie z triadą podparcia w dolnej powierzchni kręgu C7.

3. ANALIZA BIOMECHANICZNA PRZEDNIEJ STABILIZACJI KRĘGOSŁUPA

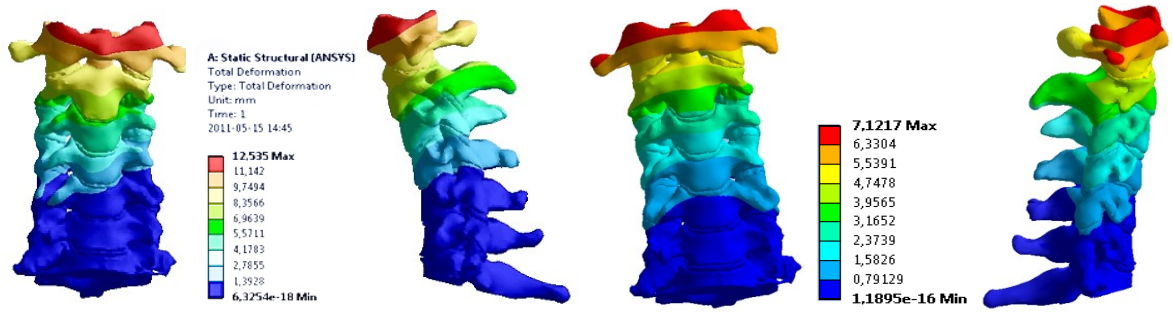
Obciążenia w kręgosłupie przenoszone są przede wszystkim przez stawy oraz dyski międzykręgowe tworzące tzw. triadę podparcia. Udział w przenoszeniu sił przez stawy szacuje się na około 1/3 obciążenia przypadającego na segment ruchowy (1/6 na każdy ze stawów) [1]. Podczas symulacji przedniej stabilizacji warunki brzegowe zostały przyjęte zgodnie z fizjologicznymi. Na rys.3 zostały schematycznie przedstawione zadawane obciążenia: ściskanie oraz zginanie do boku. Dalsze rysunki (rys.4, rys.5) przedstawiają przemieszczenia i naprężenia zredukowane zgodnie z hipotezą Hubera-von Misesa.

a) b)

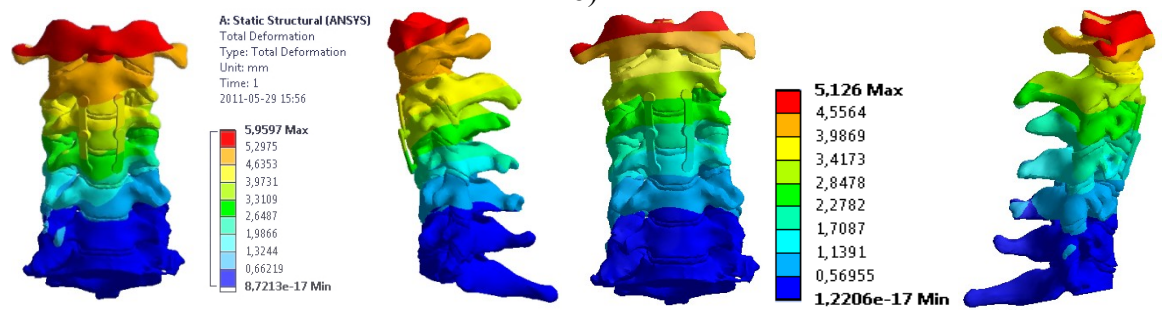


Rys.3. Zadawanie obciążenia: a) ściskającego, b) w postaci momentu

a)

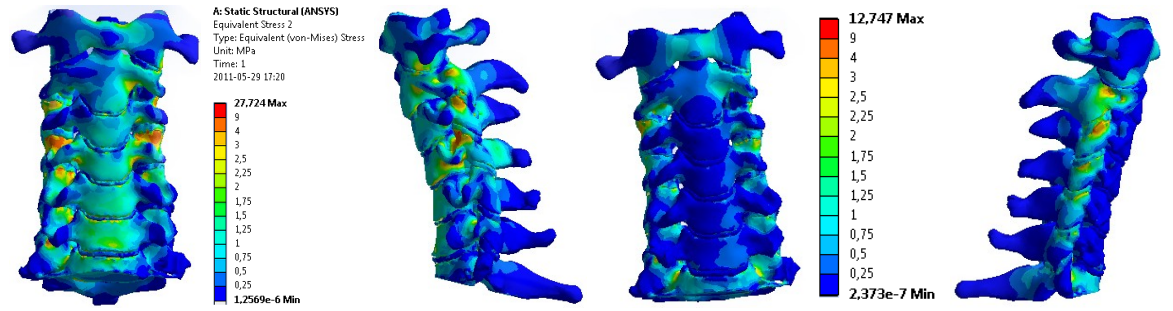


b)

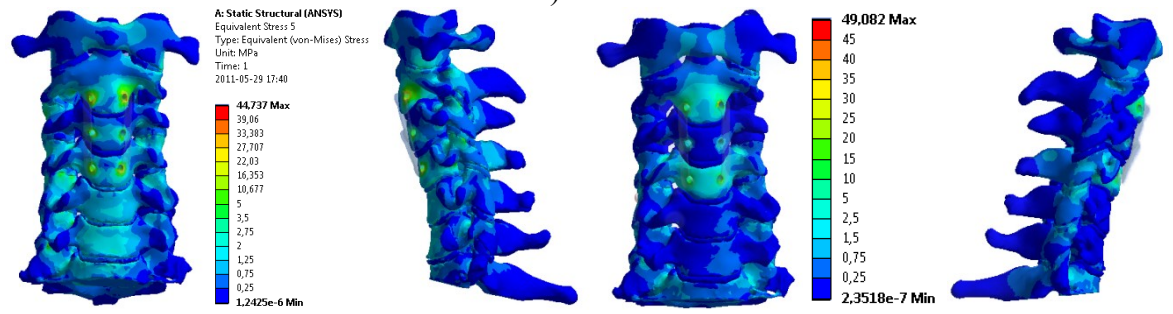


Rys. 4. Mapy przemieszczeń uzyskane odpowiednio z lewej podczas ściskania, z prawej przy zginaniu bocznym dla: a) modelu fizjologicznego, b) modelu z stabilizatorem firmy Biomet

a)



b)



Rys. 5. Naprężenia zredukowane uzyskane w strukturach kręgosłupa odpowiednio z lewej podczas ściskania, z prawej przy zginaniu bocznym dla: a) modelu fizjologicznego, b) modelu z stabilizatorem firmy Biomet

4. WNIOSKI

Ocenę wpływu przedniej stabilizacji na biomechanikę kręgosłupa szyjnego człowieka przeprowadzono przy wykorzystaniu dwóch różnych modeli kręgosłupa szyjnego: fizjologicznego oraz z przednią stabilizacją firmy Biomet. Na podstawie analizy wyników otrzymanych z przeprowadzonej symulacji obciążeń o charakterze statycznym: osiowego ściskania oraz zginania bocznego w oprogramowaniu Ansys Workbench stwierdzono, że wprowadzenie stabilizacji przedniej kręgosłupa powoduje usztywnienie oraz ustabilizowanie układu. Z otrzymanych map przemieszczeń (rys. 4) stwierdzono, iż wprowadzenie stabilizatora do układu powoduje zaburzenie jego naturalnych, fizjologicznych przemieszczeń, przy czym dla zadanego osiowego ściskania i zgięcia bocznego ograniczenie przemieszczenia wyniosło odpowiednio 52,5% i 28% w przypadku stabilizacji firmy Biomet. Dla osiowego ściskania układu fizjologicznego naprężenia zredukowane koncentrują się w okolicach triady podparcia (rys. 5), natomiast dla zginania w bliskim otoczeniu powierzchni stawowych . Należy zwrócić uwagę na to, że dla stabilizacji przy ściskaniu osiowym zasadnicze naprężenia zredukowane koncentrują się w bliskim sąsiedztwie miejsc wprowadzenia implantu oraz triady podparcia, natomiast dla zginania w okolicach aplikacji stabilizatorów oraz trzonach kręgów, w których znajdują się skrajne śruby montażowe.

Wprowadzenie implantu do układu zwiększa otrzymywane naprężenia zredukowane dla obydwu przypadków obciążenia: osiowego ściskania, jak i zginania. Wynika to z faktu, iż maksymalne naprężenia w modelu fizjologicznym koncentrują się w miejscach wprowadzenia stabilizacji. O ile otrzymywane dla tego modelu naprężenia zredukowane są o podobnej rozległości, jak dla modelu fizjologicznego, to wartości zdecydowanie większe powstają się w układzie ze stabilizatorem firmy Biomet. Zestawiając maksymalne naprężenia dopuszczalne dla materiału implantowanego do zredukowanych naprężeń otrzymanych w stabilizatorach uzyskano współczynnik bezpieczeństwa na poziomie 2. Zatem można wnioskować, że analizowany wyrób medyczne nie ulegnie zniszczeniu.

LITERATURA

1. Gzik M.: Biomechanika kręgosłupa człowieka, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2007, s. 196.
2. Tejszerska D. Wolański W.: Badania modelowe zespolenia kręgosłupa szyjnego. Nauka Innowacje Technika, Tom 2, str. 12-16, Warszawa 2005.
3. Wolański W., Tejszerska D., Gzik M.: Analysis of internal forces inside human cervical spine after stabilisation, Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej, nr.26, str. 395-398, Gliwice 2006.

Praca zrealizowania w ramach projektu badawczego N N502 365035.

INFLUENCE OF ANTERIOR STABILIZATION ON BIOMECHANICS OF HUMAN CERVICAL SPINE

Summary. The model of human cervical spine after anterior stabilization is presented in this paper. The model was created on the basis of CT scans and analysed with use of FEM software. The main aim of the research was determination of influence of anterior stabilization on biomechanics of human cervical spine.

Łukasz WĘSIERSKI, Jacek TUTAK, Rzeszow University of Technology, The Faculty of Mechanical and Engineering and Aeronautics, Dept. of Fluid Mechanics and Aerodynamics

MANIPULATOR FOR UPPER LIMB REHABILITATION

Abstract: This paper describes the development of a robot for functional movement training of arm, forearm and hand after stroke. Introduction presents statistical data about upper limb motor disability. This new solution of manipulator gives a chance to realize controlled passive and active exercises. Particular attention was paid to the spastic hand. In the document we present also the kinematics and dynamics of manipulator. Moreover, the device will be prepared to carry out diagnosis and allowed to summarize the results.
Keywords: stroke, spasticity, manipulator for rehabilitation

1. INTRODUCTION

Upper limb motor disability relates to more and more people. Accidents, diseases and congenital malformations cause the disease. A special attention was focused on patients after stroke. This is a very important issue for our society. A stroke is the third most common disease in Europe (after heart disease and cancer), and fourth in Poland (after accident) cause of mortality. It is estimated that over 400,000 people live with permanent consequences of this disease [1]. In developed countries, in patient group who survived a stroke: 31 – 50% is dependent and 17 – 25% stays under constant long term care. In Poland disability rate is 70% [2]. Scary thing is that it is estimated that only about 12% of people after stroke regain full fitness of hand [3]. One way to help this patent is to correctly implement the rehabilitation process. In addition to traditional methods and equipments, we can find a new manipulator for upper limb rehabilitation. Therefore, we made an analysis of this type of manipulators. It takes into account not only the division: parts of limb for rehabilitation, the type of exercises, the solutions construction, the type of bio – feedback, the availability, but also the opinion and expectations of the therapists and patients. Very universal approach has been used in a manipulator with an ending that keeps the patient (MIT – Manus, RENUS – 1). It was created for patients who have a minimum ability to move and they should practice range of motion and precision. The next step, this time for people with flaccid paralysis, was the creation of the rehabilitation based on a mirror – image (Bi Track Manus, MIME). In this method patient use a healthy limb to helps second limb to move. Patient devotes more attention to rehabilitation. Then there were attempts to prepare the construction based on exoskeleton. In most cases, they focused on arm and forearm rehabilitation. Rehabilitation is based on active or passive exercises (ARMin, ARM – 100, Cyber Glove). At the beginning of the 21st century, it attempts to use industrial robots also in rehabilitation. GENTEL/S is based on the Haptic Master Control robots. REHABOR uses two ABB robots. Another approach is presented in ARMEO. It is a project which is an attempt to connect arm, forearm and hand rehabilitation. ARMEO uses a virtual reality (VR) to prepare rehabilitation more interesting and exciting. Many projects are still in progress, for example MUNDUS. MUNDUS is an attempt to adapt the device to the current state of the patient (different ways of control) [4-14].

2. MATERIAL AND METHODS

Based on our experience and expertise, the decision to construct a new manipulator for the comprehensive rehabilitation (arm, forearm and hand in the same time) was made. Manipulator enables the realization of controlled passive and active exercises. After manipulator's analyzing it is observed tendency of separation hand from other parts of upper limb. This new manipulator treats limb as one part. Initially, the range of motion will be realize in the same plane but in the future the exercises will be realize in 3D space. Particular attention was paid to the spastic hand. Therefore, a specially designed ending allows to open spastic hand.

3. MECHANICAL DESIGN

Manipulator consists of three functional components (links). The ending is replaceabling elastic element, which is responsible for the opening – rehabilitation a spastic hand. Proper limb arrangement is possible by using the arm rest and hand rest. Three functional components were used electric motors. For the opening the spastic hand we used pneumatic drive. Manipulator has force and torque speed sensors, which were located at the points of contact with limb and rests.

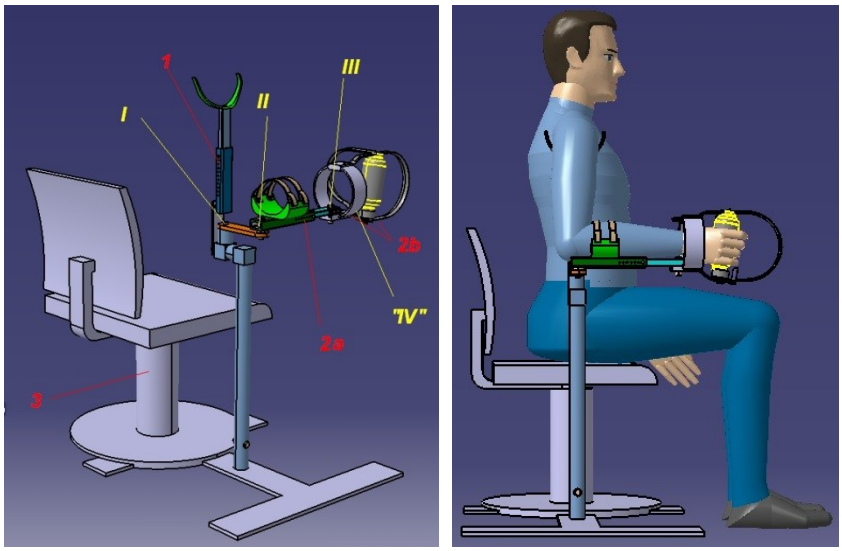


Fig.1. Parallel Manipulator for upper limb rehabilitation. I – IV degrees of freedom; 1 – 3 length adjustments

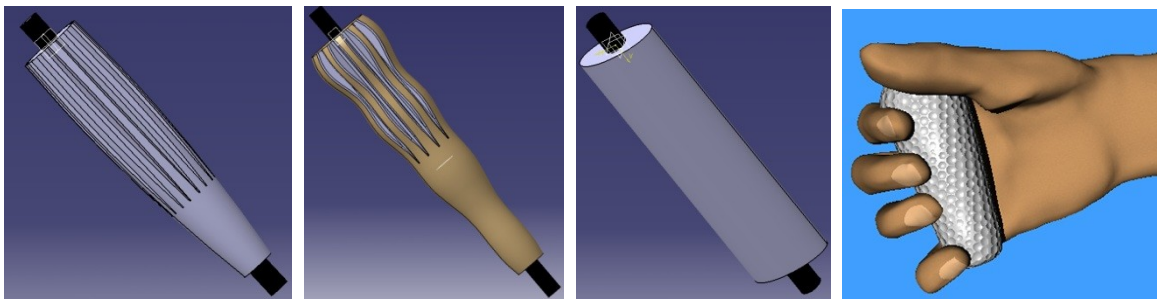


Fig.2. Examples of manipulator's ending

4. KINEMATIC AND DYNAMIC ANALYSIS OF MANIPULATOR

Kinematics is the study of motion without regard to forces that cause it. Dynamics is the study of motions that result from force. This analysis provides the information necessary for selection servomotors. During data collection there was a problem of finding spastic limb force. In literature we can find some information about this forces but they are not suitable for the use in this analysis [15,16].

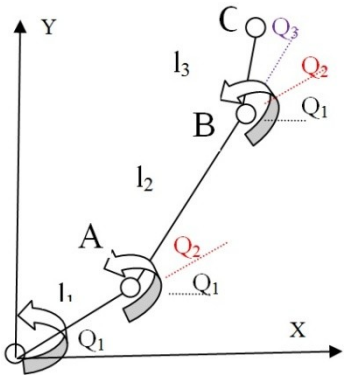


Fig.3. The kinematic model

4.1 Trajectory of manipulator

The parallel manipulator's ending is point C. Trajectory of this point will be describe in Pascal's snail. The patient is a 95 centile man (in statistics and the social sciences, a percentile or centile is the value of a variable below which a certain percent of observations fall).

$$x^2 + \quad - \quad \hat{} = \quad + \qquad \text{where} \quad l = \quad \delta$$

$$a = \quad \delta$$

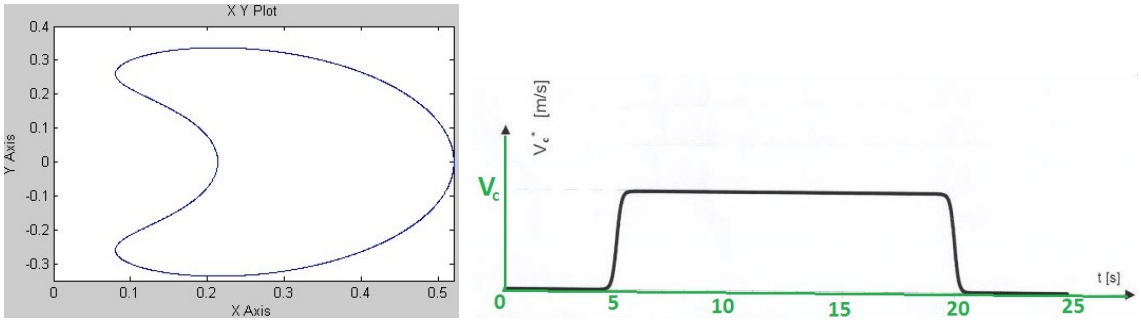


Fig.4. Trajectory of ending – "Pascal's snail" and the velocity profile of ending V_C

The velocity profile is given by the following formula,

$$V_C^* = \quad \left(\qquad \right)$$

Velocity ending is tangent to the trajectory. It must be satisfied the following equation,

$$gradf_C * \overline{V_C} =$$

The above equation can be written in the form,

$$f_x V_{Cx} + \quad = \quad \text{where} \quad f_x = \frac{\partial}{\partial} \qquad f_y = \frac{\partial}{\partial}$$

After solving the above equation we obtain,

$$V_{Cx} = \dot{} = \mp \frac{f V_{_}}{\sqrt{f_x^{_2} + _}} =$$

$$V_{Cy} = \dot{} = \pm \frac{f V_{_}}{\sqrt{f_x^{_2} + _}} =$$

4.2 Kinematic model

Forward kinematics – it is the geometrical problem of computing the position and orientation of manipulator's ending given its joint angles.

$$x_C = _ \quad _ + _ \quad _ + _ _ + _ \quad _ + _ + _$$

$$y_C = _ \quad _ + _ \quad _ + _ _ + _ \quad _ + _ + _$$

where l_1 , l_2 , l_3 are the links length.

Inverse kinematics – gives the desired position of the robot's hand, what must be the angles at all of the robot's joints. In addition, You can see another relationship in order to eliminate infinitely many solutions $\omega_{_} = \quad \cdot _$. The coefficient 0,5 was introduced on the basis of range of movement.

4.3 Dynamic model

Dynamic equations describe the motion of the manipulator associated with driving forces and moments or external forces applied to the manipulator.

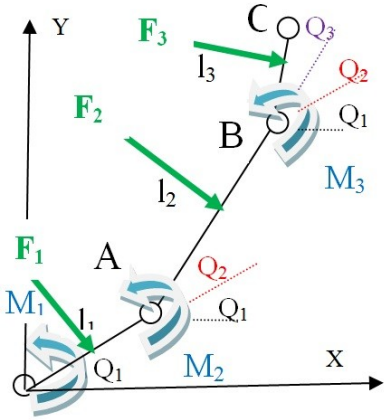


Fig.5. Diagram of manipulator for upper limb rehabilitation from above (M – torque motors, F – force from spastic limb, Q – generalized coordinates)

Dynamic model of the above specification type of manipulator has been derived using the Euler – Lagrange'a formulation,

$$\left[\quad \right] \left(\quad \right) \cdot - \left(\quad \right)$$

where E is kinetic energy, Q_i is for generalized moment and q_i denotes the generalized coordinate of the i^{th} joint.

Kinetic energy of the moving mass in the form,

$$E_1 = \frac{1}{2} _ _ \qquad E_2 = \frac{1}{2} _ _ _ + \frac{1}{2} _ _ _ \qquad E_3 = \frac{1}{2} _ _ _ + \frac{1}{2} _ _ _$$

where J – moment of inertia, V, ω – velocity

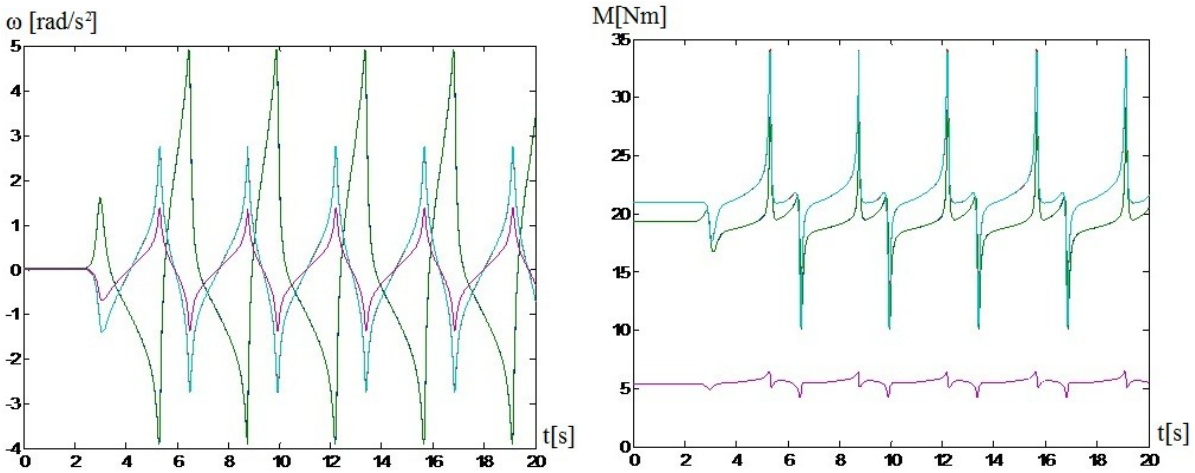


Fig.7. Kinematics parameters ω_1 (green colour), ω_2 (blue colour), ω_3 (violet colour) and dynamic parameters M_1 (green colour), M_2 (blue colour), M_3 (violet colour)

5. SOFTWARE DESIGN

From the viewpoint of control it will be possible to choose among a few programs:

- Learning – therapist leads the first movement of the spastic patient's limb. Or he chooses the exercises and their parameters from base.
- Passive – manipulator realizes the imposed trajectory. Patient only thinks about this motion but he has not force to realize this trajectory self.
- Active – patient purses exercises without therapist's help. Therapist only supervises this exercises and gives a good advices.
- Manipulator calibration (determination of the zero position).
- Safety (stopping an exercise program at any time and return to the starting position)

The manipulator will also be prepared to carrying out diagnostic tests and summaries of the results. This will allow for better plan and carry out rehabilitation.

6. CONCLUSIONS AND DISCUSSION

When the manipulator were developing it has become necessary to make cooperation with experts from various fields (therapists, doctors and engineers). It is related to the interdisciplinary nature of the project. As a result, mechanical design of this manipulator differs from the known devices. Opinions of doctors on the other hand were taken into account, as well as the latest developments in the field of mechatronics. This document presented only a description of this project, which it is currently in the prototype phase. When the prototype is ready, the proposed solution will be verified. In addition we want to perform tests on patients after stroke. In this way we obtain complete information about the proposed solution from therapists and patients. They are potential group of future customers.

7. ACKNOWLEDGEMENTS

This work is subsidized by research grant N N518506039 and "Project is co – financed from the European Social Fund, of the State Budget and Subcarpathian Voivodeship Budget within Subcarpathian Scholarship for post graduate students"

8. REFERENCES

[1] Kwolek A.: Rehabilitacja w udarze mózgu. Wyd.1. Rzeszów: Wydawnictwo Uniwerystetu Rzeszowskiego, 2009.
[2] Klimaszewska K., Krajewska-Kułak E., Jankowiak B., Rolka H., Kowalczuk K., Krajewska K.: Charakterystyka usprawniania chorych na udar mózgu w poszczególnych okresach rehabilitacji. Ann. Acad. Med. Siles. 2006, 60, 41–46.
[3] Kwakkel G., Kollen B.J., Prevo A.J.: Probability of regaining dexterity in the flaccid upper limb: impact of severity of paresis and time since onset in acute stroke. Stroke, 2003, 34, 2181 – 2186.
[4] Krebs H.I., Hogan N., Aisen M.L., Volpe B.T.: Robot-aided neurorehabilitation. IEEE Trans Rehabil Eng. 1998, 6, 75–87.
[5] Nawrata Z., Roboty medyczne 1. Zabrze: M Studio Zabrze, 2007.
[6] Hesse S., Schulte-Tigges G., Konrad M., Bardeleben A., Werner C.: Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects. Arch Phys Med Rehabil. 2003, 84, 915–920.
[7] Lum P., Reinkensmeyer D., Mahoney R., Rymer W.Z., Burgar C.: Robotic devices for movement therapy after stroke: current status and challenges to clinical acceptance. Top Stroke Rehabil. 2002, 8, 40–53.
[8] Mihelj M., Nef T., Riener R.: ARMin – Toward a six DOF upper limb rehabilitation robot. Pisa Italy: IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics 2006, 1154–1159.
[9] Bouzit M., Popescu G., Burdea G., Boian R.: The Rutgers Master II – New Design Force Feedback Glove , IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2002, 7, 256 – 263.
[10] Burgar C.G., Lum P.S., Shor P.C., Loos M.: Development of robots for rehabilitation therapy: The Paolo Alto VA / Stanford experience. Journal of Rehabilitation Research and Development, 2000, 37 (6), 663–673.
[11] Toth A., Fazekas G., Arz G., Jurak M., Horvarth M.: Passive robotnic movement therapy of the spastic hemiparetic arm with reharob: report of first clinical test and the follow – up system improvement. In 9th International Conference on Rehabilitation robotics, 2005, 127–130.
[12] Sanchez R.J.: Automating arm movement training following severe stroke. IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 2006, 14 (3), 378–389.
[13] www.mundus-project.eu
[14] Paszenda Z., Mężyk A., Rycerski W. i inni: Zrobotyzowane urządzenie rehabilitacyjne do prowadzenia wielopłaszczyznowego ruchu biernego i czynnego kończyny górnej z wykorzystaniem metod neurofizjologicznych. Zabrze: VII Konferencja Roboty Medyczne 2009 Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrzu, 2009.
[15] Baran B.: Pomiar momentów sił mięśnia spastycznego. Wrocław: Konferencja naukowa studentów, 2004.
[16] Kumar R., Pandyan A., Sharma A.: Biomechanical measurement of post – stroke spasticity. Oxford University Press on behalf of the British Geriatrics Society, 2006, 35(4), 371– 375

Sylwia WĘGRZYNKIEWICZ, BELOS-PLP S.A. BU CYNKOWNIA, Bielsko- Biała
Dariusz SOŁEK, Wydział Powłok Ochronnych, FAMED S.A., Żywiec
Maciej HAJDUGA, Dariusz JĘDRZEJCZYK, Zakład Inżynierii Materiałowej, Akademia Techniczno-Humanistyczna w Bielsku-Białej

OCENA POWŁOK GALWANICZNYCH NANOSZONYCH NA SPRZĘT MEDYCZNY I REHABILITACYJNY JAKO ZABEZPIECZENIE ANTYKOROZYJNE I ANTYBAKTERYJNE

Streszczenie. Badania objęły identyfikację jakościową i ilościową bakterii znajdujących się na powierzchni próbek pobranych z konstrukcji łóżka rehabilitacyjnego. Dokonano oceny osadzania się wybranych szczepów bakterii na przygotowanych próbkach stali konstrukcyjnej DC01 z wielowarstwowymi powłokami ochronnymi. Otrzymane wyniki wskazują, że próbki z powłokami ochronnymi: miedź oraz nikiel-miedź, o najbardziej rozbudowanej topografii przestrzennej, stwarzają dogodne warunki dla adhezji bakterii.

1. WSTĘP

Długotrwała eksploatacja urządzeń i konstrukcji sprzętu medycznego i rehabilitacyjnego w warunkach uciążliwych i trudnych powoduje, że są one narażone na działania mechaniczne, a dalej na uszkodzenia powłok zabezpieczających (niklowo - chromowych) **[2]**. Dochodzi wówczas do znacznego obniżenia odporności korozyjnej powłok galwanicznych, a w konsekwencji pojawienia się korozji **(rys. 1,2).**

W tym obszarze mamy także do czynienia z korozją powodowaną płynami ustrojowymi (mocz, krew, ślina, pot i inne) oraz działaniem środków dezynfekcyjnych. Problem obejmuje zarówno eksploatację sprzętu rehabilitacyjnego **(rys.2)**,jak i sprzętu ratownictwa medycznego (elementy wewnętrznej zabudowy karetek pierwszej pomocy), rejon klęsk żywiołowych i strefy działań wojennych. Powstawanie „ognisk" korozji i losowe ich rozprzestrzenianie umożliwia osiadanie i rozwój bakterii takich jak np. pałeczka okrężnicy (*łac. Escherichia coli)*, pałeczka ropy błękitnej (*łac. Pseudomonas aeruginosa)*, gronkowiec złocisty (*łac. Staphylococcus aureus*) i inne **[3-6].**

Celem pracy jest analiza rodzaju bakterii na powierzchni metalicznej powłoki ochronnej typu nikiel-nikiel-chrom (Fe/Ni20d/Crr) z intensywną korozją lokalną **(rys.1).** Dalej przeprowadzenie oceny osadzania się wybranych gatunków bakterii na próbkach z wielowarstwowymi powłokami ochronnymi (nikiel-nikiel-chrom, nikiel-chrom, nikiel-miedź, miedź) tworzonymi metodą elektrolizy. Dokonano oceny warstwy wierzchniej powłok ochronnych poprzez określenie chropowatości i topografii.



Rys.1. Łóżko rehabilitacyjne. Elementy łóżka rehabilitacyjnego z „ogniskami” korozji



Rys.2. Wózek inwalidzki z elementami miejscowej korozji

2. BADANIA WŁASNE

2.1. Identyfikacja bakterii na skorodowanych elementach konstrukcyjnych

Do badań wytypowano sprzęt medyczny łóżko rehabilitacyjne o symbolu LP-01.0 (rok produkcji 1994), na którym zaobserwowano miejscową korozję. Następnie wycięto z konstrukcji stalowej łóżka dwa elementy zaatakowane widoczną korozją (rys.1) . Materiał ten z powłoką galwaniczną typu nikiel-nikiel-chrom poddano badaniom mikrobiologicznym w celu ustalenia jakie bakterie zalegają w niszach, kawernach i na powłoce ochronnej elementów badanych.

Próbki inkubowano w 37 °C w 50 ml BHI(podłoże mikrobilo. Następnie, co godzinę hodowle mieszano przez 5 minut na wytrząsarce, a następnie wykonywano posiew powierzchniowy na BHI agar: po pierwszej godzinie 0,5ml w kolejnych godzinach 0,1ml. Po 24 godzinach inkubacji kolonie identyfikowano i liczono. Po 24 godzinach hodowli na wybrane podłoża diagnostyczne (BHI agar, Mc, Sól, Edwards Edwards - zastosowanie tego typu podłoży mikrobiologicznych wynika z wybiorczego charakteru poszczególnych pożywek a zatem wyizolowaniu jak największej liczby potencjalnych gatunków bakterii, grzybów mogących zasiedlać badany materiał) wysiewano powierzchniowo 0,1ml każdej hodowli płynnej w rozcieńczeniu 10^{-4} i 10^{-6}, inkubowano w 37 °C. W celu końcowej

identyfikacji bakterii wykonywane były testy biochemiczne API mające na celu identyfikację gatunku organizmu.(API - polega na określeniu zdolności mikroorganizmów do asymilacji, fermentacji lub rozkładu określonych związków chemicznych).

Na próbce pierwszej zidentyfikowano szczep bakterii *Bacillus cereus,* na drugiej szczep bakterii *Staphylococcus aureus* oraz *Acinetobacter baumani.*

Największa liczba bakterii stwierdzona została na próbce pierwszej (180 CFU/ml po 5 godzinach inkubacji) dla drugiej próbki wynosiła 160 CFU/ml.

2.2. Materiały przeznaczone do badań

Przeprowadzono analizę chemiczną stali – materiał konstrukcyjny łóżka - a wyniki podano w tabeli 1.

Wyniki analizy chemicznej pozwoliły stwierdzić, że jest to stal DC01 wg PN-EN 10130:2009, którą poddano opracowaniu powierzchni w formie krążków wyciętych z blachy o średnicy 14,6mm i grubości 3mm

Skład chemiczny stali przeznaczonej do badań przeprowadzono przy pomocy analizy spektralnej i zamieszczono w tabeli 1

Tabela 1. Stal przeznaczona do badań

Rodzaj stali	**Wagowa zawartość pierwiastków stali DC01 w [%]**									
	C	P	S	Mn	Al	Si	Cu	Cr	Ni	Fe
Stal DC01	≤ 0,120	≤ 0,045	≤ 0,045	≤ 0,600	-	-	-	-	-	reszta
Wg analizy chemicznej	0,070	0,020	0,016	0,490	0,034	0,060	0,056	0,013	0,032	reszta

Węgiel i siarkę oznaczono na analizatorze węgla i siarki LECO CS-125, pozostałe pierwiastki na spektrometrze ICP-OES. Pomiar twardości wykonano na twardościomierzu uniwersalnym Zwick/Roell ZHU-250, wg normy PN-EN ISO 6507-1:2007.

2.3. Przygotowanie próbek do badań

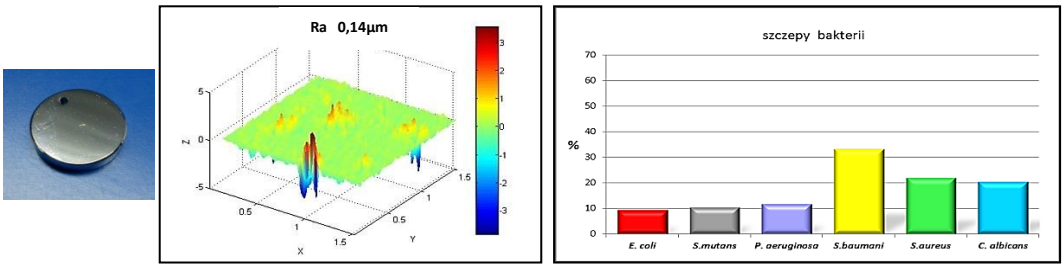
Do badań przeznaczono wycięte próbki, które szlifowano na tarczach szlifierskich o granulacji 80 i 120 z pastą szlifierską, a następnie polerowano. Metodą elektrolityczną nałożono warstwy galwaniczne w układzie **: Fe/Ni20d/Crr, Fe/Ni10b/Crr, Fe/Ni3s/Cub, Fe/Cus**, gdzie: **Fe –** oznacza podłoże**, Ni -** powłoka niklowa, **20 -** minimalna grubość powłoki niklowej (10μm)**, d –** powłoka niklowa dwuwarstwowa, **b –** jednowarstwowa powłoka niklowa o grubości minimum 10μm**, Crr –** powłoka chromowa zwykła o nominalnej grubości 0,3μm, **3 –** grubość powłoki niklowej (3μm), **s –** powłoka jednowarstwowa niklowa półbłyszcząca**, Cub –** miedź błyszcząca, **Cup** – miedź matowa [8-9].

Próbki do badań podzielono na 4 grupy wg oznaczenia (rys.3).

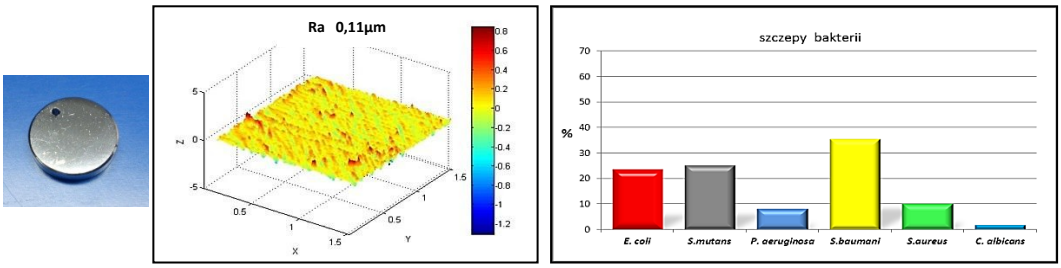
2.4. Ocena warstwy wierzchniej badanych próbek

Dokonano pomiaru topografii w ujęciu 3D oraz chropowatości Ra nałożonych powłok galwanicznych, przy użyciu profilometru Perthometer Concept firmy Mahr.

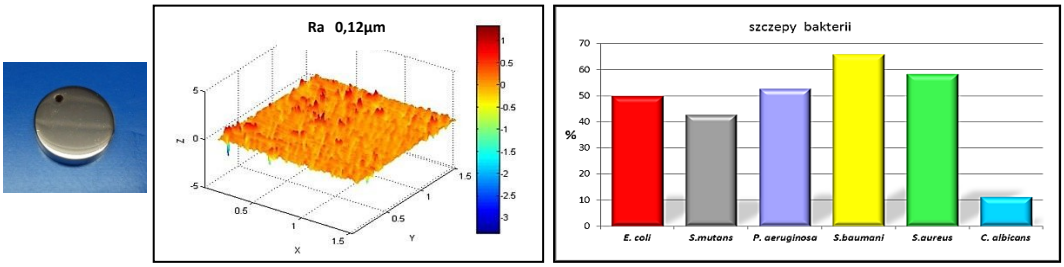
Wyniki pomiarów zaprezentowano na rysunku nr 3.



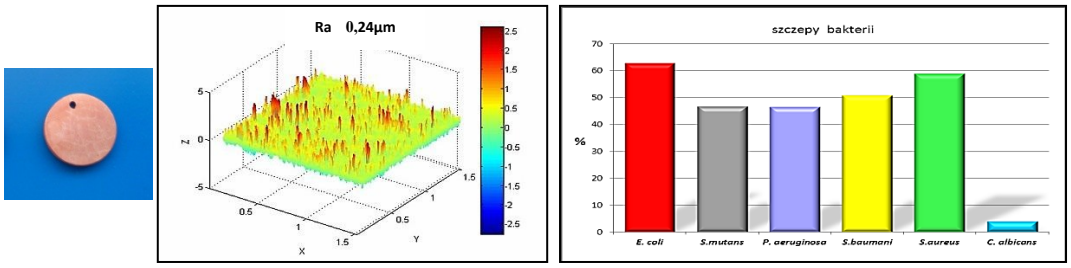
Grupa A - próbki z powłoką Fe/Ni20d/Crr



Grupa B – próbki z powłoką Fe/Ni10b/Crr



Grupa C – próbki z powłoką Fe/Ni3s/Cub



Grupa D – próbki z powłoką Fe/Cup

Rys.3. Widok ogólny próbek. Ocena warstwy wierzchniej dla badanych próbek. Procentowa zawartość bakterii ulegających adhezji

2.5. Adhezja bakterii na wielowarstwowych powłokach galwanicznych

Badania przeprowadzono na czterech grupach próbek rysunek 3. Wybrano sześć szczepów bakteryjnych charakterystycznych dla środowiska szpitalnego Staphylococcus aureus, Streptococcus baumani, Pseudomonas aeruginosa, Escherichia coli, Streptococcus mutans, Candida albicans.

W celu przeprowadzenia testu adhezji zawiesinę wybranych szczepów bakterii w objętości 2 ml (gęstość $2x10^6$ bakterii na 1 ml PBS) inkubowano z poszczególnymi grupami próbek w mikropłytce 12 dołkowej przez 1 godzinę w temperaturze 25 C. Inkubacja poprzedzona była 10 minutowym mieszaniem płytki na wytrząsarce w celu równomiernego rozprowadzenia bakterii. Po zakończonej inkubacji próbki płukano trzykrotnie w PBS, a następnie wykonywano test redukcji MTT(ocenę aktywności metabolicznej komórek)

i bezpośrednie liczenie bakterii pod mikroskopem fluorescencyjnym. Procentową zawartość bakterii ulegających adhezji przedstawia rysunek 3, natomiast ilość komórek bakteryjnych w analizowanym mikroobszarze opisuje tabela 2.

Tabela 2. Ilość komórek bakteryjnych w analizowanym mikroobszarze

Grupa próbek	Liczba komórek bakteryjnych (średnica pola 0,08mm)					
	Escherichia coli	*Streptococcus mutans*	*Pseudomonas aeruginosa*	*Streptococcus baumani*	*Staphylococcus aureus*	*Candida albicans*
I **Fe/Ni20d/Crr**	20	66	35	45	60	10
II F**e/Ni10b/Crr**	45	70	27	65	61	24
III **Fe/Ni3s/Cub**	>200	>200	>200	80	>200	16
IV **Fe/Cup**	>200	>200	137	71	>200	6

3. DYSKUSJA WYNIKÓW

Z przeglądu piśmiennictwa wynika, że nie ma dogłębnej wiedzy temat badań flory bakteryjnej znajdującej się na sprzęcie szpitalnym w szczególności znajdującej się na powłokach metalicznych. Dlatego podjęcie tematyki obejmuje ocenę rodzaju bakterii lokujących się na powłokach galwanicznych jako zabezpieczenie antykorozyjne dla sprzętu szpitalnego uważano za stosowne.

Na próbkach pobranych ze skorodowanych elementów konstrukcji łóżka rehabilitacyjnego zidentyfikowano trzy gatunki bakterii *Bacillus cereus, Staphylococcus aureus* oraz *Acinetobacter baumani.* Są to bakterie charakterystyczne dla środowiska szpitalnego **[4-6]**.

Topografia materiału przygotowanego dodatkowo do badań uwidoczniła, że próbki z grupy D (z miedzią matową) posiadają najbardziej rozbudowaną warstwę wierzchnią Ra = 0,24µm. Chropowatość dla próbek z grupy A (nikiel-nikiel-chrom, Ra=0,14µm), B (nikiel-chrom, Ra=0,11µm) oraz C (nikiel-miedź, Ra=0,12µm) wyrażona jest zbliżonymi wartościami Ra.

Badania mikrobiologiczne przeprowadzone dla sześciu gatunków bakterii wykazały, że adhezja nastąpiła na wszystkich rodzajach powłok ochronnych. Największy procent bakterii, które uległy adhezji wykazały próbki z warstwą wierzchnią miedzi (próbki C = 46,83%, D = 45,17%).

Współczynniki Ra dla próbek C i D różni się znacząco (dla C, Ra=0,12µm; dla D, Ra=0,24µm), jednak obraz graficzny ukazuje podobny charakter powierzchni, co tłumaczy tak wysoki procent ilości bakterii, które uległy adhezji.

W ocenie procentowej adhezji bakterii do podłoża (rys.3) należy zauważyć, że *Candida albicans* (średni procent 9,3%) oraz *Streptococcus baumani* (średni procent 46,3%) charakteryzują się zbliżonymi wielkościami dla poszczególnych rodzajów powłok galwanicznych. Powodem tego może być brak powinowactwa tych bakterii do komponentów powierzchni metalicznej próbek.

Ilość komórek bakteryjnych (tabela 2) jest wynikiem średniej liczby bakterii ulegających adhezji na 8 polach (średnica pola 0,08mm) na środku płytki.

4. WNIOSKI

Miejsca z lokalną korozją sprzyjają osadzaniu się bakterii na podłożu korozyjnym a zidentyfikowane bakterie(*Bacillus cereus, Staphylococcus aureus, Acinetobacter baumani)* świadczą o braku skuteczności dezynfekcji.

Powłoka nikiel-nikiel-chrom oraz nikiel – chrom wykazuje najmniejszą podatność na osadzanie się bakterii.

Powłoki ochronne nikiel-miedź oraz miedź, o najbardziej rozbudowanej topografii, sprzyjają adhezji bakterii do podłoża.

LITERATURA

[1] Ziębowicz B., Ziębowicz A., Szkodny J., FEM used in improvement of quality of medical devices, Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering volume 41 issues 1-2 July-August 2010, 172-179.
[2] Sułek W., Jedynak R., Wpływ pokryć galwanicznych niklu i chromu na opory ruchu, Tribologia: tarcie, zużycie, smarowanie, nr 4, 2002, 1295-1301.
[3] Kamiński M., Kamiński J., Wierzchoń T., Wpływ chropowatości i składu chemicznego powierzchni adsorbatu na kinetykę adhezji i wzrostu biofilmu bakterii pseudomonas w środowisku wodnym, Ochrona przed korozją (Wydanie specjalne) XLII, 1999, 143-147.
[4] Łopaciuk U., Semczuk K., Dzierżanowska D.: Mikrobiologia zakażeń szpitalnych, Zakażenia 2002, 1–2, 98–102.
[5] Fiedotow M., Denys A., Wybrane aspekty zakażeń szpitalnych., Pol.Merk.Lek., 2006, XXI, 484–488.
[6] Bloch-Bogusławska E.,Wolska E., Engelgardt P., Mikucka A., Paradowska A., Bakteryjne zakażenia szpitalne w latach 2000-2006 w materiałach własnych Katedry Medycyny Sądowej CM UMK w Bydgoszczy. ARCH.MED.SĄD.KRYM., 2008, LVIII, 22-26
[7] PN-EN 12540:2002, Polska Norma. Ochrona metali przed korozją. Elektrolityczne powłoki niklowe, nikiel-chrom, miedź-nikiel, miedź-nikiel-chrom.
[8] PN-EN 1403:2002, Polska Norma. Ochrona metali przed korozją. Powłoki elektrolityczne. Metoda podawania wymagań ogólnych.

EVALUATION OF GALVANIC COATINGS OF MEDICAL AND REHABILITATION EQUIPMENT AS THE ANTICORROSIVE AND ANTIBACTERIAL PROTECTION

Abstract. The study included a qualitative and quantitative identification of bacteria on the surface of samples taken from the construction of rehabilitation beds An assessment of the deposition of selected strains of bacteria in the prepared samples of constructional steel DC01 with multilayer protective coatings. Samples with protective layers: copper and nickel-copper, with higher developed three-dimensional topography reveals higher bacteria adhesion level.

Anna WOŹNA, Institute of Machine Technology and Automation, Wroclaw University of Technology

METALLOGRAPHIC ANALYSIS OF SELECTED COBALT-BASED ALLOYS WITH CARBON ADDITIVE

Summary. In this paper an analysis of the microstructure of cobalt-based alloys used for implants with different chemical composition was held. Metallographic analysis was conducted using the methods of light microscopy and scanning electron microscopy. Characterization and description of the phases occurring in the investigated alloys was carried out using X-ray microanalysis, X-ray diffraction analysis and hardness measurements. The aim of this study was to determine the nature of the structure, chemical composition and its selected properties that affect their use application.

1. INTRODUCTION

The basic elements it the cobalt - based alloys are cobalt, chromium and nickel. Major elements (chromium, cobalt, nickel) constitute 85% of the total weight of these alloys, but they are not determining the physical properties of the material. [3] Significant impact on the physical properties have the structure and properties of the matrix: chromium solid solution and alloying elements in cobalt β , which crystallizes in the network A1 [1].

In the studied alloys are molybdenum, silicon, manganese, coal, tungsten, iron, cerium. The content of chromium and other elements are selected so that the solution γ matrix was the structure of A1 [1].

Chromium is responsible for corrosion resistance. Cobalt affects the modulus, strength and hardness of the alloy. Carbon is alloyed in order to increase the hardness. Small fluctuations in the amount of carbon (0.2%) are determining the properties of the alloy to such an extent that no longer are suitable for use in dentistry. Elements such as chromium, silicon, molybdenum and cobalt react with carbon to form carbides, directly affecting the properties of alloys. In order to increase liquidity and castability, CoCr alloys are alloyed with silicon and manganese. [3] Molybdenum and tungsten are used in order to solution strengthen. [1]

Due to the presence of chromium in cobalt based alloys, the structure is dominated by $M_{23}C_6$ carbides. There are also other chromium-rich carbides: M_7C_3 and M_3C_2. Other alloying elements cause the formation of M_6C and MC carbides [1].

Casting cobalt-based alloys are characterized by a heterogeneous structure of austenite with a significant chemical segregation. The largest chemical segregation is visible in the dendrites. The literature data indicate that the elements which are subject to segregation is chrome (the concentration varies in the range from 19 to 35%) and molybdenum (concentration change in the limits of 4-6%). In the matrix, there are interdendritic and dispersion $M_{23}C_6$ carbide precipitations. The process by which the separated carbon combines with chromium to form carbide $M_{23}C_6$, which strengthens the alloy matrix illustrates the reaction:

$$6C + 23Cr \rightarrow Cr_{23}C_6$$

$M_{23}C_6$ carbides may also arise as a result of the transformation of unstable carbide M_7C_3. Those carbides are formed in alloys, where the ratio of chromium and small amounts of cobalt and carbon is small. The transformation of $M_{23}C_6$ is as follows:

$$23Cr_7C_3 \rightarrow 7Cr_{23}C_6 + 27C$$

Transition of $M_{23}C_6$ carbide into more stable at temperatures of 1165-1230 º C carbide M_6C occurs as a result of solutioning. This process is accompanied by increased levels of chromium in the matrix. However, eutectic formation, which consists of M_6C carbides and graphite, is already initiated at a temperature of 1230°C. The reaction showing the formation of M_6C carbide illustrates the equation:

$$M_3C_2 \text{ lub } M_7C_3 \rightarrow M_{23}C_6 \rightarrow M_6C$$

Impact of dispersive carbides on the structure of alloy is marked by a strengthening of the alloy and reducing its plasticity at low and medium temperatures. [1]

2. MATERIAL, METHODOLOGY AND ASSUMPTIONS

2.1. Material and methodology

The examined material was two different cobalt-based dental alloys. Chemical compositions given in Table 1. Both materials beside the main alloying element – chromium contains molybdenum and silicon. Material A also contains manganese, while the material B was alloyed with 5 % weight tungsten. Both materials are alloyed with carbon causing the carbon precipitations in microstructure. Materials are used as prosthetic components in dentistry.

Table 1. Chemical compositions of tested materials (manufacturer data)

Element		**Co**	**Cr**	**Mn**	**Mo**	**Si**	**W**	**Fe**	**Ce**	**C**
Concentration [% wt]	**Material A**	63	30	0,5	5	1,1	-	-	-	0,4
	Material B	61	26	-	6	1	5	0,5	0,5	max 0,02

3. METHODOLOGY

Observations were carried out using a light microscope NEOPHOT 32 and scanning electron microscope (SEM SE, EDX) JEOL JSM-5800LV.
Microanalysis of the chemical composition was performed using X-ray microprobe Oxford LINK ISIS-300 coupled with scanning electron microscope.
Vickers hardness measurements performed in accordance with BS EN ISO 6507-1:1999 with a load of 10 kg.RESULTS AND DISCUSSION

3.1. Light microscopy

3.1.1. Material A

Microstructure of the Material A obtained by observation in the bright field of view by light microscopy is shown in Figure 1. It was found that the material exhibits a cellular - dendritic structure of non-uniform cobalt austenite with interdendritic dispersive carbide $M_{23}C_6$ precipitates. Chemical microanalysis showed that those carbides, beside Cr are also rich in

Mo, Si and Mn. Microscopic observation showed a distinct chemical microsegregation occurring in the γ solid solution, which is demonstrated by revealing the morphology of dendrites formed during crystallization of the melt. The literature data indicate that occuring segregation concerns chromium [15].

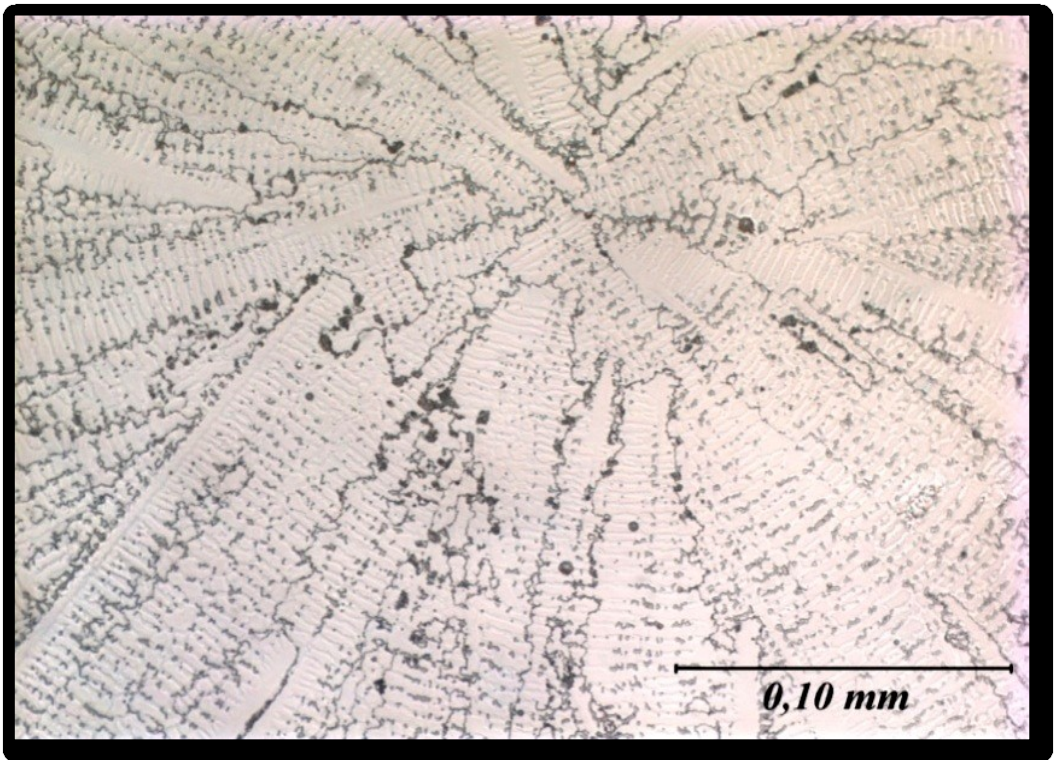


Fig. 1. The structure of the tested material. The visible structure of the cellular – dendritic structure with carbide precipitations of $M_{23}C_6$ type in interdendritic spaces. Light microscopy, electrolytic etching

3.1.2. Material B

Microstructure of Material B is characterized by fine-grained cellular – dendritic heterogeneous cobalt austenite. Minor precipitations of $M_{23}C_6$ carbides, characteristic for cobalt-based alloys, can be observed inside interdendritic spaces which is shown in Figure 2. The phenomenon observed in Figure 3 indicates the microsegregation of chromium present in the γ solid solution. This is confirmed by literature data [15]. Compared to a sample of Material A, Material B has a lower carbon content. This is reflected in a smaller amount of carbides formed in the structure of the alloy. The material in its composition also contains tungsten and cerium, which was disclosed in chemical microanalysis (Tab. 3).

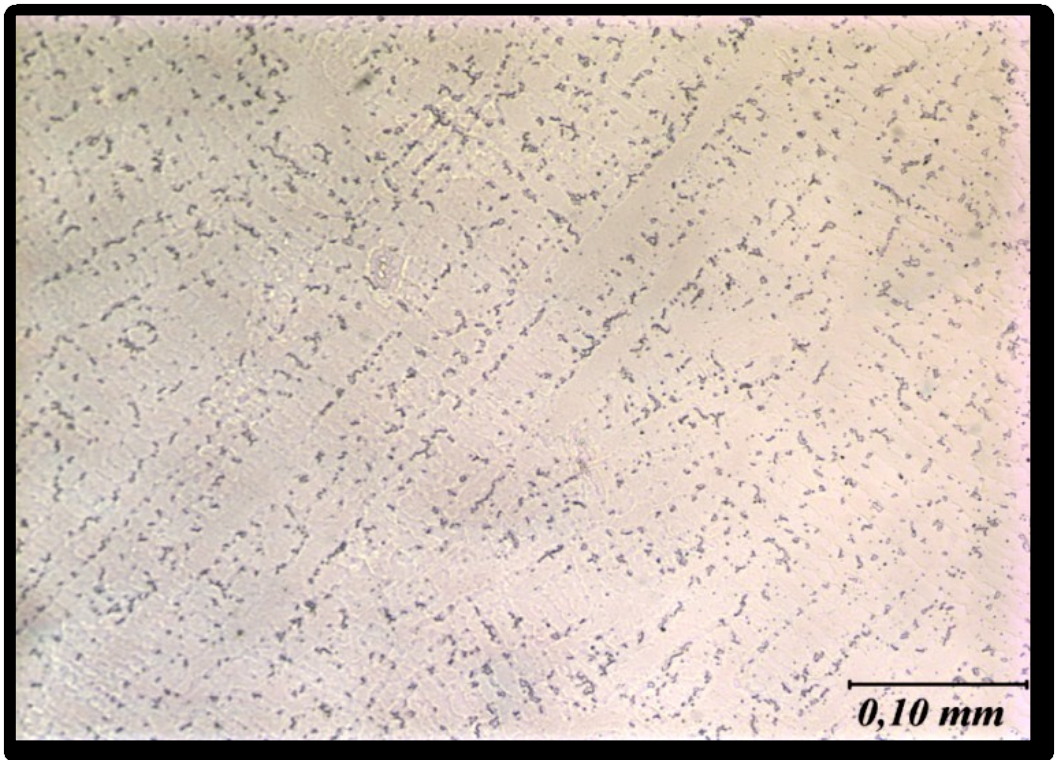


Fig. 2. The structure of the Material B. The visible structure of the cellular-dendritic structure with interdendritic carbide $M_{23}C_6$ precipitations. Light microscopy, electrolytic etching

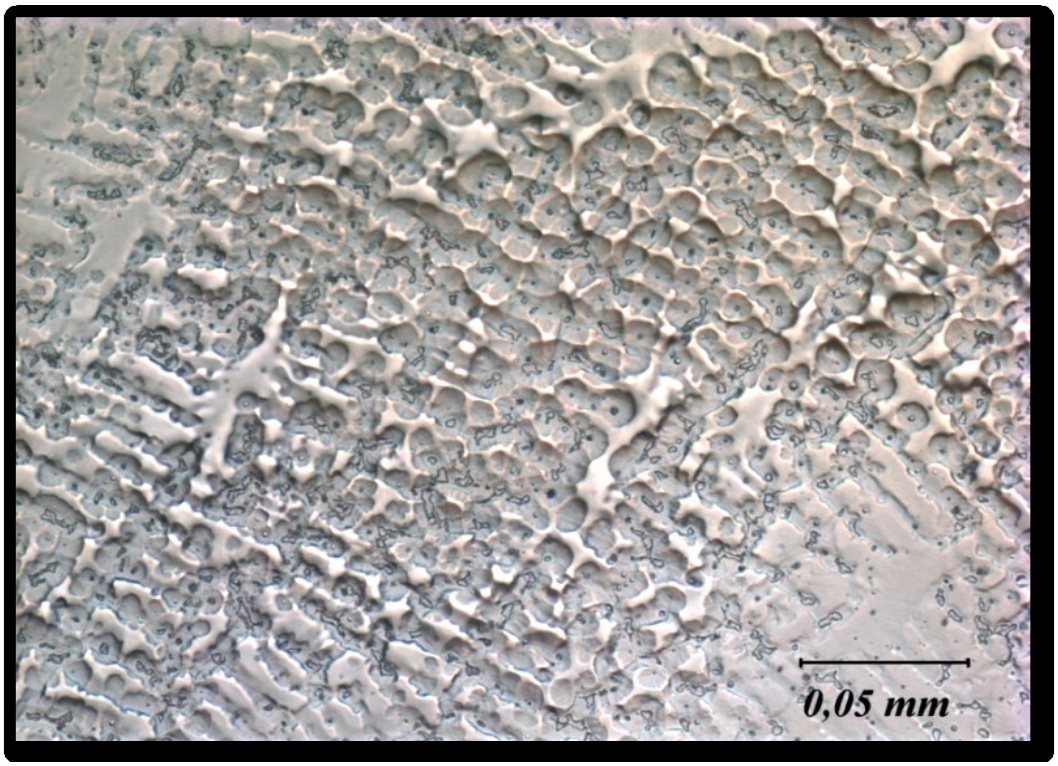


Fig. 3. The apparent morphology of dendrites formed during crystallization as a result of chemical microsegregation in the area of heterogeneous solid solution γ. Light microscopy, electrolytic etched

3.2. Scanning electron microscopy

3.2.1. Material A

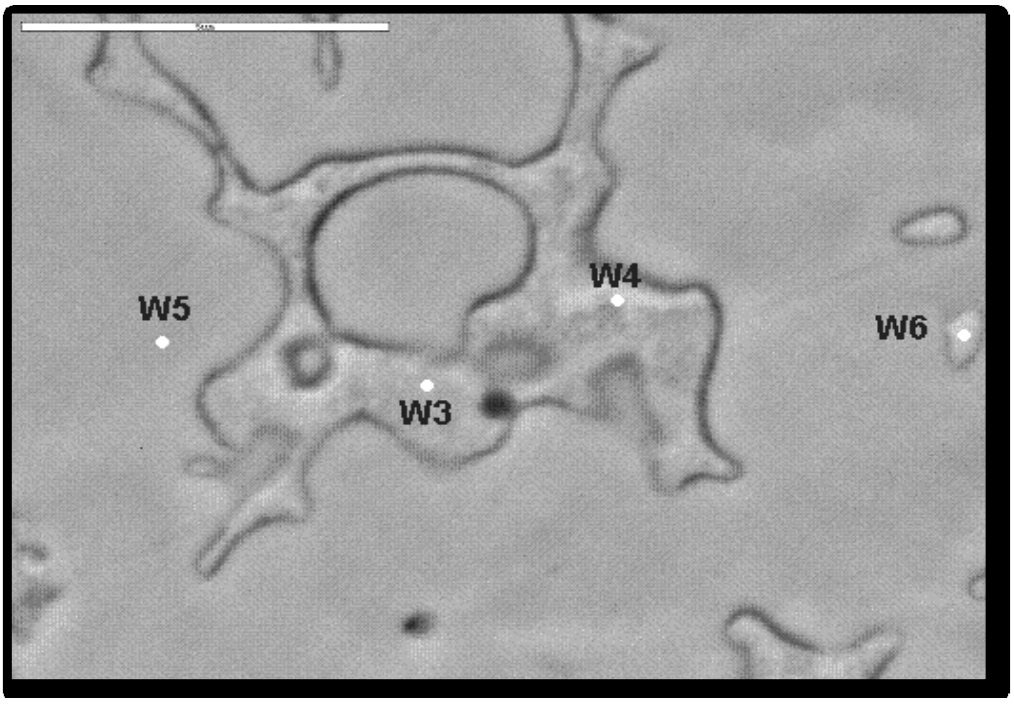


Fig. 4. Precipitates of carbide phases formed in interdendritic spaces of cobalt-based solid solution. Marked points are the place of microanalysis of chemical composition. SEM, etched electrolytically

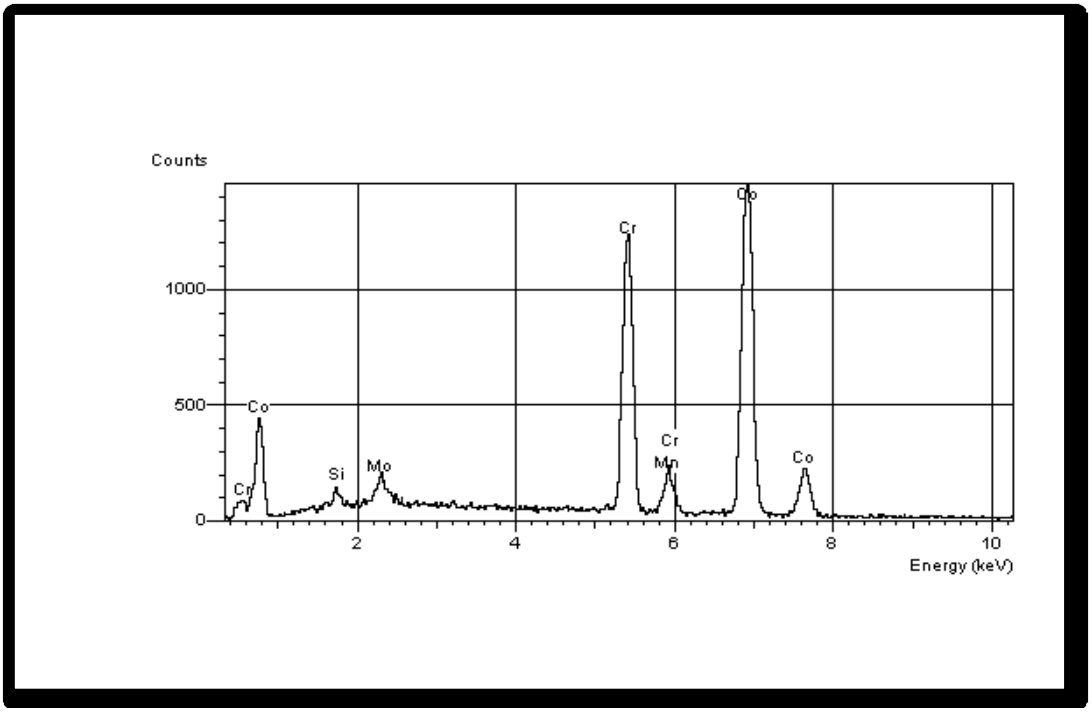


Fig. 5. X-ray energy spectrum obtained at the point W5

Table 2. Results of chemical microanalysis of the locations in Fig. 6. [% wt]

Element	Cr	Co	Mo	Si	Mn
W3	39,80	46,46	11,49	1,17	1,08
W4	40,56	45,23	12,20	1,30	0,72
W5	28,54	66,69	3,09	0,72	0,97
W6	32,22	59,98	5,66	0,92	1,22

3.2.2. Material B

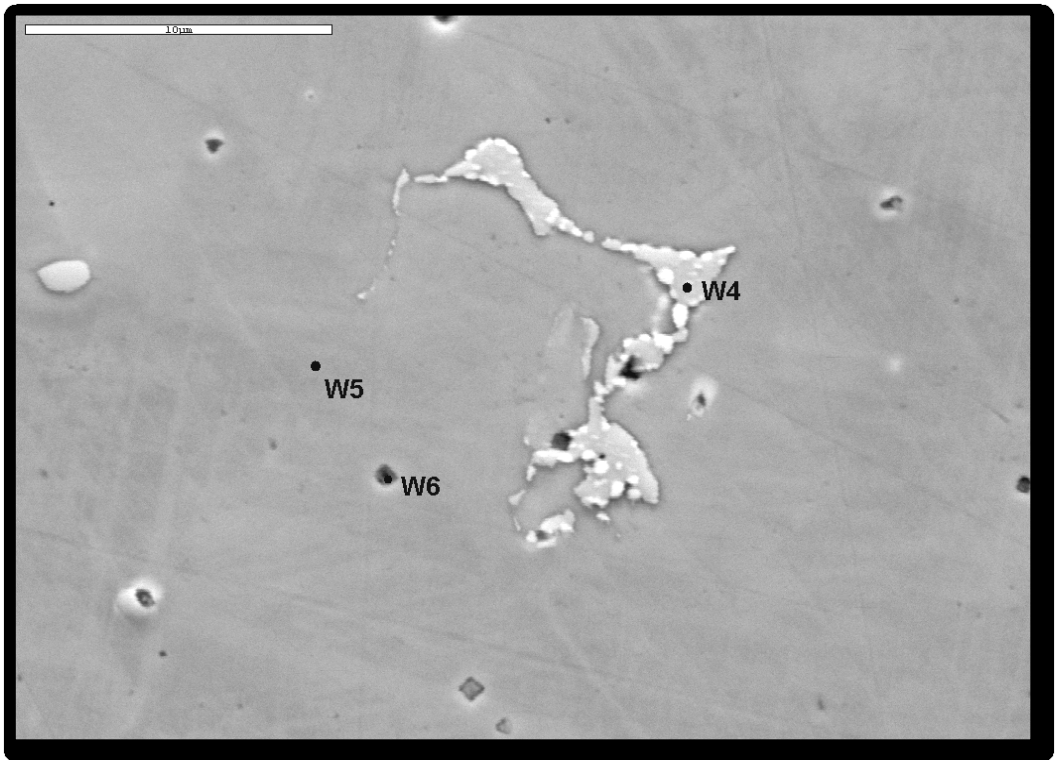


Fig. 6. Visible γ solid solution and carbide phase precipitations.
Marked points are places of chemical composition microanalysis.
SEM, etched electrolytically.

Table 3. Results of chemical microanalysis of the locations in Fig. 9. [% wt]

Element	Co	Cr	Mo	Si	W	Ce
W4	46,42	27,42	14,69	1,30	10,17	-
W5	61,74	25,87	5,36	0,85	6,18	-
W6	59,61	24,85	3,70	1,42	-	10,42

3.3. Studies using X-ray diffractometer

3.3.1. Material A

Studies carried out using X-ray diffractometer showed the presence of intermetallic precipitates in solid solution in the form of chromium carbides: $Cr_{23}C_6$ and Cr_7C_3. These are the primary precipitations of the simple carbide precipitation process. The presence of such precipitates, increases the strengthening of the alloy by dispersion strengthening and lowering its plasticity.

3.3.2. Material B

Studies carried out using X-ray diffractometer showed the presence of intermetallic precipitates: Co_3Mo and Co_3W, which cause precipitation strengthening of the alloy.

3.4. Hardness measurements

3.4.1. Material A

It was found that the material has a hardness of 396 ± 10HV. This value is similar to values reported by the manufacturer of the alloy. This value is typical for cobalt-based alloys and is due to the presence of carbide phases in solid solution.

3.4.2. Material B

It was found that the material has a hardness of 306 ± 8HV. This value is very close to the values reported by the manufacturer of the alloy, however, is far lower than the hardness of the alloy studied previously. This is due to the presence of intermetallic precipitates in the matrix and the lack of carbon in the chemical composition.

4. CONCULSIONS

- Tested materials exhibit cellular - dendritic structurel with the carbide precipitates at grain boundaries and in interdendritic areas in solid solution γ,
- Tested materials show a clear segregation of the chemical composition. Elements that migrate to interdendritic areas are chromium and molybdenum. This means that these elements form, together with the carbon, carbide precipitations. The literature data indicate that these elements essentially form carbides $M_{23}C_6$ and M_6C type. "The casting cobalt-based alloys during solutioning, depending on the chemical composition, complex changes of carbides can occur. The transformation of the $M_{23}C_6$ carbide to M_6C is due to greater stability M_6C carbide in the temperature range 1165 to 1230ºC [7]. Higher concentration of cobalt was observed in solid solution. In the case of material B, the chemical composition microanalysis showed that in the composition of the precipitates are also silicon and manganese.
- Hardness of the material A is 396 ± 10HV, while material B is 306 ± 8HV. In the case of material B, a lower participation of alloy strenghtning carbide precipitation, contributes to decrease in hardness, even tungsten and cerium content (both are formers of simple hard carbides) does not increases it. Microscopic examination and chemical composition microanalysis showed that cerium is likely to create independent precipitations.

REFERENCES

[1] Marciniak J., „Biomateriały w chirurgii kostnej”, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992,
[2] Craig R. G., „Materiały stomatologiczne”, Wydawnictwo Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2006, 375-382,
[3] Craig R. G., Powers J. M., Wataha J. C., “Materiały stomatologiczne”, Wydawnicto Medyczne Urban & Partner, Wrocław 2000, 227-237,
[4] Combe E. C., „Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego”, Wydawnictwo Medyczne SANMEDICA, Warszawa 1997,

[5] Behneke A., „Protetyka stomatologiczna”, Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, Wrocław 2000,
[6] Chladek W., „Biomechanika inżynierska narządu żucia. Zagadnienia wybrane.”, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2008,
[7] Marciniak J., „Biomateriały”, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002,
[8] Marti A. : Cobalt-base alloys used in bone surgery. Injury, Int. J. Care Injured 31 (2000), S-D18-21.
[9] Gupta K.P. : The Co-Cr-Mo (Cobalt-Chromium-Molybdenum) System. Journal of Phase Equilibria and Diffusion 26 (2005), 1, 87-92.
[10] Yang F.M., Sun X.F., Zhang W., Kang Y.P., Guan H.R., Hu Z.Q. : Secondary M_6C precipitation in K40S cobalt-base alloy. Materials Letters 49 (2001), pp. 160-164.
[11] Jiang W.H., Guan H.R., Hu Z.Q. : Effect of heat treatment on microstructures and mechanical properties of a directionally solidified cobalt-base superalloys. Materials Science and Engineerinh A271 (1999), pp. 101-108.
[12] Surowska B. : Kształtowanie składu chemicznego i struktury stopów Co-Cr-Ni-Mo jako biomateriałów. Wydawnictwo Politechniki Lubelskiej, Lublin 1997,
[13] Ćwiczenia laboratoryjne z materiałoznawstwa pod redakcją W. Dudzińskiego i K. Widanki, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2005
[14] Ozwoniarek J., Wiśniewska – Weinert H., Leshchynsky V., Kędzia Ł., Gierzyńska – Dolna M.: Nowe rozwiązania w zakresie biotribologii i biomateriałów. Część I. Wymagania stawiane biomateriałom stosowanym na endoprotezy stawów, Obróbka plastyczna metali t. XVII, nr 3, 2006,
[15] Marciniak J., Kaczmarek M., Ziebowicz A.: Biomaterials In stomatology. Editorial Office of Silesian University of Technology, Gliwice 2008

Małgorzata ŻAK, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław

PORÓWNANIE WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNYCH JEDNOWARSTWOWYCH PRÓBEK PIERŚCIENIA WŁÓKNISTEGO W ODCINKU PIERSIOWYM I LĘDŹWIOWYM

Streszczenie. Pierścień włóknisty, wraz z jądrem miażdżystym, stanowi główny element budujący strukturę krążka miedzykręgowego. Na podstawie jednoosiowego testu mechanicznego określono podstawowe właściwościach mechanicznych zewnętrznej warstwy pierścienia włóknistego krążka międzykręgowego. Parametry mechaniczne określono zarówno w część przedniej jak i tylnej segmentu ruchowego dla odcinka piersiowego i lędźwiowego kręgosłupa.

1. WSTĘP

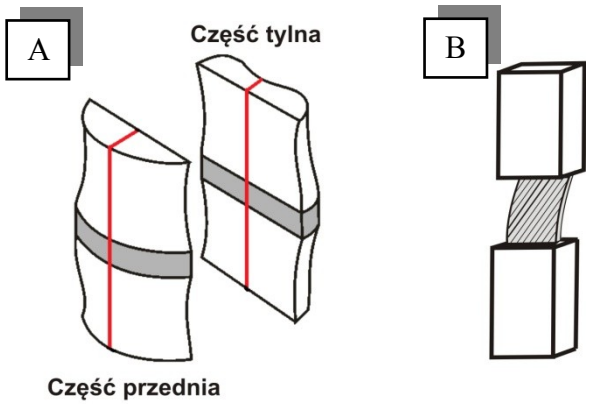
Zarówno pojedyncze segmenty jak i cała kolumna kręgosłupa odgrywają istotną rolę w procesie przenoszenia obciążeń przez kręgosłup. Nieodzowną częścią zapewniającą ruchomość i sprężystość kręgosłupa stanowi krążek miedzykręgowy. W jego budowie można wyróżnić centralnie umiejscowione jądro miażdżyste, które otaczają od kilku do kilkunastu warstw pierścienia włóknistego [5,6].

O właściwościach mechanicznych pierścienia włóknistego decyduje nie tylko ułożenie włókien kolagenowych ale i połączenia poszczególnych blaszek z trzonami kręgów [3,4]. W prezentowanej pracy, na podstawie jednoosiowego rozciągania próbek pierścienia włóknistego, określono podstawowe parametry mechaniczne części przedniej i tylnej segmentu ruchowego Badania przeprowadzono dla krążka miedzykręgowego z odcinka piersiowego i lędźwiowego.

2. MATERIAŁ I METODA

Badania przeprowadzono na odcinku piersiowym i lędźwiowy kręgosłupa z 2 świń domowych w wieku ok. 8 miesięcy i wadze ok. 110 kg. Z badanych odcinków wyizolowano po 3 segmenty ruchowe składające się z połowy trzonów kręgu i znajdującego się między nimi krążka międzykręgowego. Segmenty po oczyszczeniu, do czasu badań, umieszczono w opakowaniach foliowych i zamrożono w temperaturze -20°C.

Ze względu na największą ruchomość kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej, próbki do badań wycięto z części przedniej i tylniej segmentu ruchowego, dzieląc każdą część na dwie symetryczne próbki (Rys.2.1a). Uzyskano w ten sposób 24 wielowarstwowe próbki wraz z przyczepem kostnym. Następnie z zewnętrznych warstw oddzielono pojedyncze blaszki pierścienia włóknistego (Rys.2.1b).



Rys.2.1. Przednia i tylna część badanego segmentu ruchowego a), jednowarstwowa próbka pierścienia włóknistego z przyczepem kostnym b)

W sumie uzyskano 16 próbek o średnich wymiarach geometrycznych zestawionych w tabeli 2.1. Jednowarstwowe próbki niezdegenerowanego pierścienia włóknistego wraz z przyczepem kostnym, przed testem mechanicznym, uwodniono w roztworze soli fizjologicznej w temperaturze pokojowej. Miało to na celu przywrócenie fizjologicznego uwodnienia pierścienia włóknistego oraz eliminację wpływu pęcznienia na analizowane parametry mechaniczne [8].

Tab.2.1. Zestawienie średnich wartości wymiarów pojedynczej warstwy pierścienia włóknistego dla przedniej i tylnej części badanego segmentu w odcinku piersiowym i lędźwiowym kręgosłupa

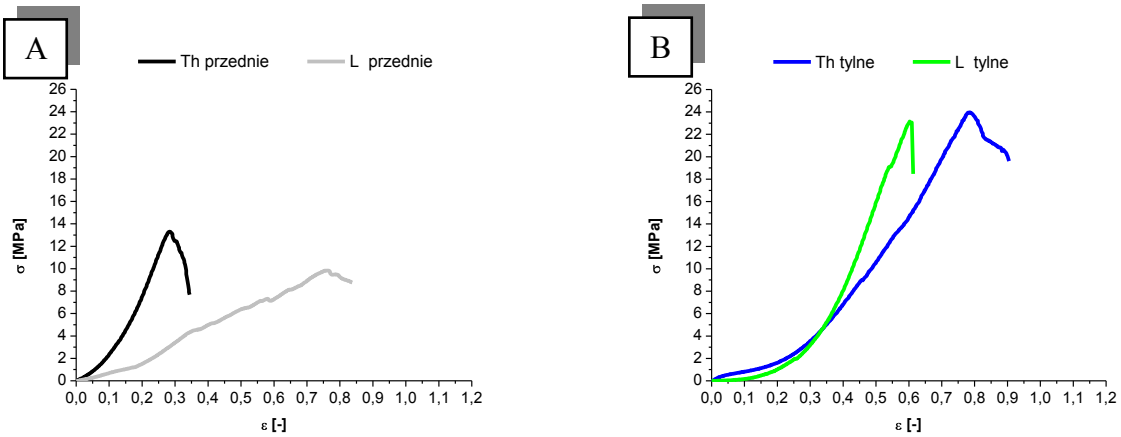
CZĘŚĆ BADANEGO SEGMENTU		ODCINEK KRĘGOSŁUPA	
		PIERSIOWY	LĘDZWIOWY
PRZEDNIA	Długość [mm]	5,25±0,87	5,25±0,65
	Szerokość [mm]	5,64±1,18	7,00±0,71
	Grubość [mm]	0,43±0,05	0,65±0,06
TYLNA	Długość [mm]	3,75±0,29	4,38±0,48
	Szerokość [mm]	3,25±0,50	4,88±2,25
	Grubość [mm]	0,53±0,10	0,70±0,18

Badania mechaniczne, wykonane z zastosowaniem maszyny wytrzymałościowej MTS Synergie 100, polegały na teście jednoosiowego rozciągania ze stałą prędkością 0,5 mm/s, aż do zerwania preparatu. Przed właściwym testem próbki poddano 5 cyklom wstępnego obciążenia i odciążenia do ok. 20% wartości maksymalnego odkształcenia (ε_{MAX}).

Otrzymane wartości parametrów mechanicznych opracowane w pakiecie OriginPro 8. Wyniki przedstawiono w postaci wartości średnich wraz z odchyleniem standardowym.

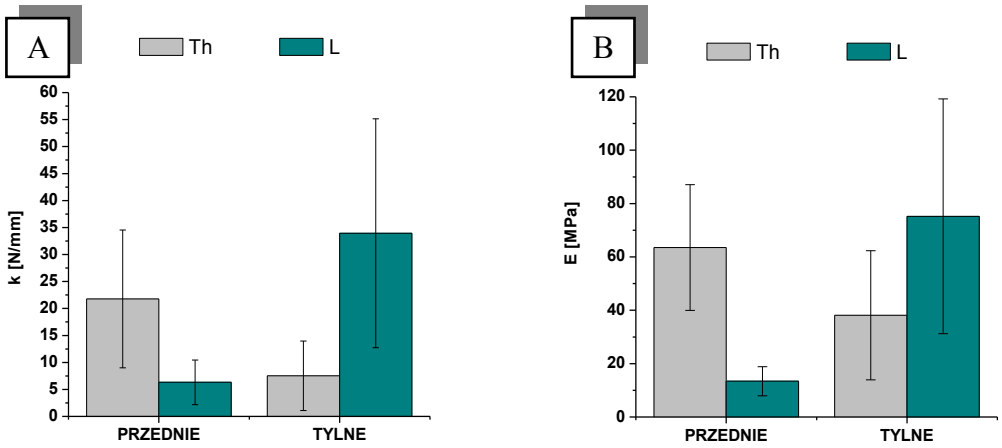
3. WYNIKI

Analiza krzywych naprężenie – odkształcenie dla badanych odcinków kręgosłupa wykazała znacznie mniejszą maksymalną wytrzymałość próbek na rozciąganie w części przedniej niż tylnej (Rys.3.1.a). Próbki z części przedniej charakteryzują się maksymalną wytrzymałością w granicach 15,36±6,19 MPa w odcinku piersiowym i 7,86±4,06 MPa w odcinku lędźwiowym. Jednowarstwowe próbki z części tylnej segmentu ruchowego charakteryzują się zbliżonymi wartościami maksymalnej wytrzymałości na rozciąganie tj. 23,26±3,45 MPa zarówno w odcinku piersiowym jak i lędźwiowym (Rys.3.1.b).



Rys.3.1. Przykładowe charakterystyki naprężenie – odkształcenie próbek z odcinka piersiowego i lędźwiowego dla: części przedniej segmentu ruchowego a), części tylnej segmentu ruchowego b)

Z nachylenia odcinka prostoliniowego krzywych siła – przemieszczenie i naprężenie – odkształcenie określono parametry mechaniczne: umowny współczynnik sztywności (k) i umowny modułu Young'a (E) (Rys.3.2.a,b). Wartości k i E wyznaczono w zakresie 35% – 70% od wartości maksymalnej siły (F_{MAX}) i maksymalnego naprężenia (σ_{MAX}). Największą wartości umownego współczynnika sztywności (k) otrzymano w odcinku lędźwiowym w części tylnej 33,94±21,20 N/mm w porównaniu do części przedniej, dla której największą wartość otrzymano w odcinku piersiowym 21,77±12,77 N/mm (Rys.3.2.a).



Rys.3.2. Parametry mechaniczne jednowarstwowych blaszek pierścienia włóknistego z przyczepem kostnym w części przedniej i tylnej segmentu ruchowego odcinka piersiowego i lędźwiowego: umowny współczynnik sztywności (k) a), umowny moduł Younga (E) b)

Wysokie wartości umownego modułu Younga (E) otrzymano w części tylnej odcinka lędźwiowego 75,23±43,99 MPa i odcinka piersiowego 38,15±24,19 MPa. Przy czym znaczące wartości uzyskano również w części przedniej odcinka piersiowego 63,53±23,57 MPa (Rys.3.1.b).

4. PODSUMOWANIE

Nieprawidłowa praca kręgosłupa i działanie niekorzystnych obciążeń ściskających prowadzi do powstawania zmian degeneracyjnych w krążku międzykręgowym. Przedstawione wyniki badań pozwalają na ocenę właściwości mechanicznych pojedynczych

blaszek pierścienia włóknistego w odcinku piersiowym i lędźwiowym, charakteryzując własności krążka międzykręgowego związane z ruchomością kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej.

Próbki w części tylnej odznaczają się blisko dwukrotnie większą wytrzymałością na działającą siłę rozciągającą niż w części przedniej segmentu ruchowego. Związane jest to z faktem, że kręgosłup wykazuje większą ruchomość w części przedniej. W trakcie zginania, tylne warstwy pierścienia włóknistego muszą stawić opór działającym naciskom jądra miażdżystego [1,2]. Zjawisko to objawia się najczęściej w postaci wypuklin zewnętrznych warstw pierścienia, które pogłębiając się mogą odprowadzić do ucisku na rdzeń kręgowy [7]. Jednocześnie pierścień włóknisty w części tylnej odcinak lędźwiowego wykazał największe wartości sztywności jak i sprężystości. Odwrotną zależność zaobserwowano w odcinku piersiowym, gdzie największe wartości analizowanych parametrów mechanicznych wykazały próbki w części przedniej segmentu ruchowego.

LITERATURA

[1] Adams M.A., Dolan P.: Spine biomechanics. J. Biomech., 2005, 38(10):1972-1983.
[2] Adams M.A., Roughley P.J.: What is intervertebral disc degeneration, and what causes it?. Spine., 2006, 31(18):2151-2161.
[3] Holzapfel G.A., Schulze-Bauer C.A.J., Feigl G., Regitnig P.: Single lamellar mechanics of the human lumbar annulus fibrosus, Biomechan. Model Mechanobiol., 2005; 3:125-140.
[4] Pezowicz C.: Analysis of selected mechanical properties of intervertebral disc annulus fibrosus in macro and microscopic scale, Journal of theoretical and applied mechanics, 2010; 48(4):917-932.
[5] Pezowicz C.A., Robertson P.A, Broom N.D.: Intralamellar relationships within the collagenous architecture of the annulus fibrosus imaged in its fully hydrated state, J. Anat, 2005; 207:299-312.
[6] Skaggs D.L., Weidenbaum M, Iatridis J.C., Ratcliffe A., Mow V.C.: Regional variation in tensile properties and biochemical composition of the human lumbar anulus fibrosus. Spine, 1994, 19(12):1310-1319.
[7] Urban J.P., Roberts S.: Degeneration of the intervertebral disc. Arthritis Res Ther, 2003,5(3):120–30.
[8] Żak M.: Energia dyssypacji pierścienia włóknistego krążka międzykręgowego. Aktualne problemy biomechaniki 4, 2010; 285-288.

MECHANICAL PROPERTIES OF SINGLE LAMELLAR ANNULUS FIBROSUS IN THORACIC AND LUMBAR SPINE

Summary. Annulus fibrosus with nucleus pulposus are the building structure of intervertebral disc. Using uniaxial tensile test were determined mechanical properties of outer single lamellar samples of annulus fibrosus. Experimental results were calculated for anterior and posterior margin of motion segments in thoracic and lumbar section of spine.

Praca zrealizowania w ramach projektu badawczego N N518 501139.

Łukasz ZIĘBA, Anna DĄBROWSKA-TKACZYK, Instytut Mechaniki i Poligrafii, Politechnika Warszawska, Warszawa

WIRTUALNA STABILIZACJA KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA PO ZŁAMANIU KOMPRESYJNYM NA ODCINKU PIERSIOWO-LĘDŹWIOWYM

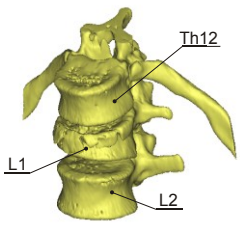
Streszczenie. W pracy przedstawiono model geometryczny odcinka piersiowo lędźwiowego kręgosłupa (Th12 - L2), ze złamanym kompresyjnie trzonem kręgu L1 wraz z systemem korekcyjno - stabilizacyjnym USS Fracture System. Opracowano modele geometryczne struktur anatomicznych w tym trzonów Th12, L2 oraz połamanego trzonu L1, tkanek miękkich, czyli: więzadeł podłużnych: przedniego ALL i tylnego PLL oraz krążków międzykręgowych, jak również modele implantów zastosowanych do dwupoziomowej stabilizacji. Wykorzystano dane CT pacjenta oraz oprogramowanie Mimics 13.1 i SolidWorks 2010.

1. WSTĘP

Złamanie trzonu kręgu na odcinku piersiowo – lędźwiowym jest częstym efektem urazów mechanicznych w następstwie wypadków przy pracy oraz wypadków komunikacyjnych. Metodą leczenia jest w tych przypadkach operacyjne nastawianie i stabilizacja złamanego trzonu z udziałem systemu implantów wraz z instrumentarium. Nastawianie polega na wymuszonym przemieszczeniu odłamów kostnych trzonu do obszaru przed złamaniem oraz odtworzenie wysokości złamanego trzonu. W prostszych przypadkach złamań (dotyczących ściany przedniej) [3] proces nastawiania można zrealizować przez odpowiednie ułożenie pacjenta, natomiast do stabilizacji stosowany jest system śrub przeznasadowych wprowadzanych do trzonów sąsiadujących z trzonem uszkodzonym. W przypadkach złożonych, przy uszkodzeniu ściany bocznej i tylnej i penetracji odłamów do kanału kręgowego stosowana jest procedura repozycji przez dystrakcję nazywana techniką ligamentotaksji [4].

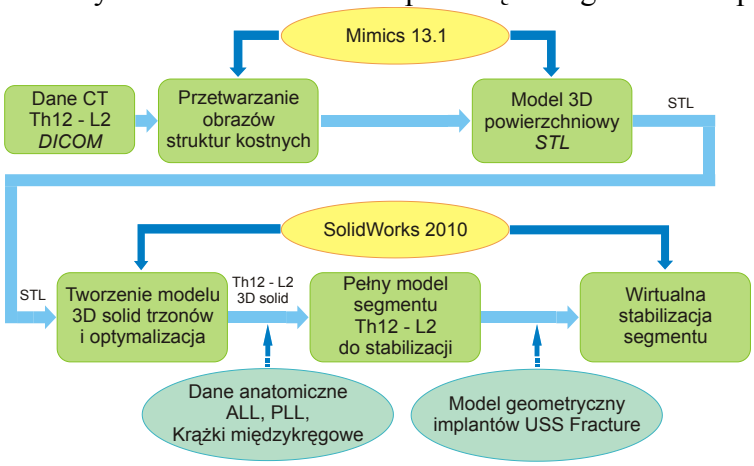
2. MATERIAŁ I METODA

W pracy analizowany jest przypadek kliniczny odcinka piersiowo lędźwiowego (Th12 – L2) kręgosłupa pacjenta (rys.1), ze złamanym kompresyjnie trzonem kręgu L1. Według klasyfikacji medycznej [3] jest to złamanie wybuchowe z penetracją odłamu do kanału kręgowego.



Rys. 8. Wizualizacja 3D w programie Mimics 13.1 nie przetworzonych danych CT odcinka piersiowo lędźwiowego kręgosłupa Th12 – L2 z uszkodzonym trzonem kręgu L1

Celem pracy było opracowanie wirtualnego modelu geometrycznego 3D struktur kostnych segmentu, na podstawie wyników obrazowania za pomocą tomografii z komputerowej (CT).

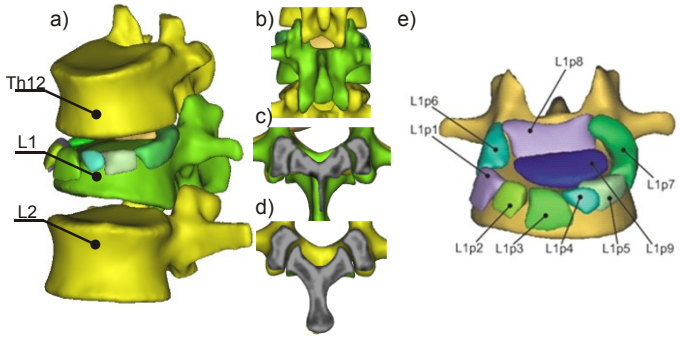


Rys. 2. Schemat tworzenia modelu do wirtualnej stabilizacji segmentu kręgosłupa po złamaniu kompresyjnym

Otrzymany model stał się bazą do utworzenia pełnego modelu segmentu Th12-L2 z udziałem krążków międzykręgowych i struktur więzadłowych. Na tym modelu przeprowadzono wirtualną stabilizację uszkodzonego segmentu z udziałem implantów USS Fracture firmy Synthes. Schemat postępowania przedstawiono na rys.2.

2.1. Opracowanie modeli geometrycznych struktur kostnych

Modele geometryczne struktur kostnych opracowano na podstawie danych otrzymanych z tomografii komputerowej (CT) – plików w formacie DICOM. Za pomocą programu Mimics 13.1 przygotowano modele powierzchniowe trzonów kręgów (rys. 3).



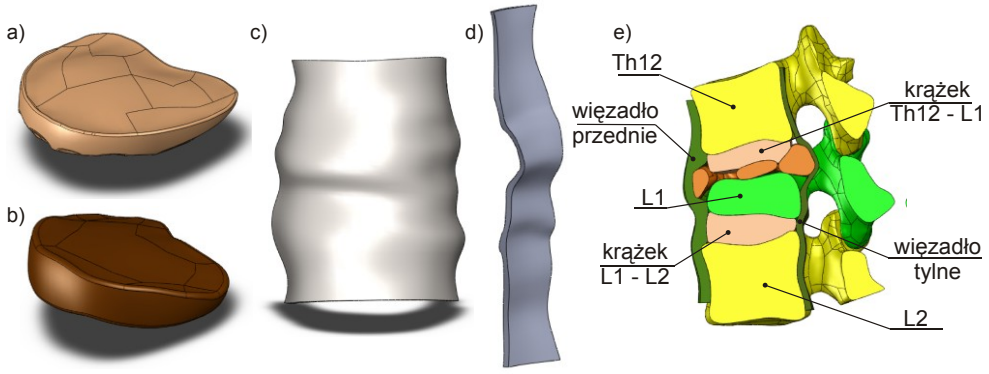
Rys. 3. Segment Th12 – L2 po przetworzeniu poszczególnych elementów kostnych oraz optymalizacji siatek w programie Mimics: a – segment; b – widok na połączenia stawowe kręgów; c – przekrój przez połączenie kręgów Th12 – L1; d – przekrój przez połączenie stawowe kręgów L1 – L2, e - model geometryczny kręgu L1 wraz z fragmentami kostnymi

Fragmenty kostne trzonu kręgu L1(rys. 3e) podzielono na cztery grupy, tj.: część dolna trzonu, odłamy trzonu kręgu ściany przedniej (7 elementów L1p1 – L1p7), 1 odłam L1p8 przesunięty do wnętrza kanału kręgowego oraz 1 odłam L1p9 wciśnięty do środka trzonu kręgu. Za pomocą programu Mimics 13.1 możliwe było opracowanie modeli geometrycznych struktur kostnych trzonów kręgów wraz z odłamami. W celu właściwego odwzorowania geometrii odłamów kostnych trzonu L1 zastosowano różne techniki segmentacji [6] w programie Mimics 13.1 [6].
Następnie w module programu głównego (Mimics): Magics przeprowadzono optymalizację siatki powierzchniowej modeli elementów. Utworzone modele geometryczne trzonów kręgów Th12, L2 oraz L1 wraz z 10 odłamami po wydzieleniu i optymalizacji

wyeksportowano do programu SolidWorks 2010 w formacie STL, gdzie za pomocą narzędzia ScanTo3D zostały przekształcone z modeli powierzchniowych na bryłowe. Rysunek 3a przedstawia cały segment przed eksportem modeli jego poszczególnych elementów. Na rysunkach 3b,c,d pokazane są również połączenia stawowe kręgów. Po oczyszczeniu maski modele nie przenikają się. Segment przed edycją maski przedstawiony jest na rys. 1. Modele bryłowe struktur kostnych posłużyły do odwzorowania modeli tkanek miękkich w środowisku SolidWorks.

2.2. Tworzenie modeli geometrycznych krążków międzykręgowych i więzadeł

Modele tkanek miękkich (rys. 4.a,b,c,d), tj.: krążków międzykręgowych oraz więzadeł ALL (więzadło podłużne przednie) i PLL (więzadło podłużne tylne) [1] utworzono w programie SolidWorks 2010 na bazie złożenia składającego się z trzonów kręgów oraz fragmentów kostnych, zapisanego jako część. Taki zabieg umożliwił wierne odwzorowanie powierzchni pomiędzy modelami trzonów kręgów oraz krążków i więzadeł PLL (więzadło podłużne tylne) i ALL (więzadło podłużne przednie).

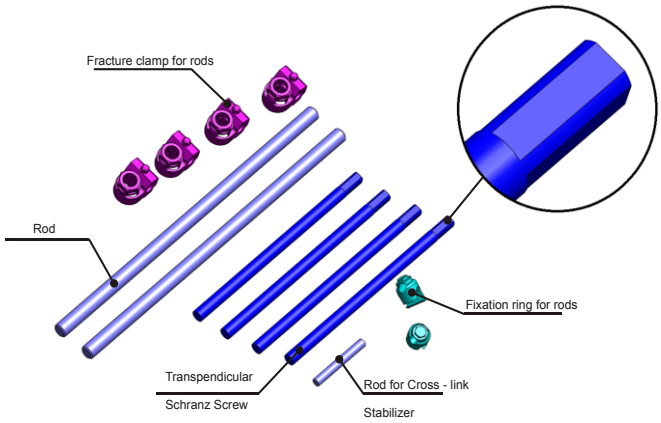


Rys. 4. Modele tkanek miękkich: a – krążek Th12-L1; b – krążek L1-L2; c – więzadło podłużne przednie ALL; d – więzadło podłużne tylne PLL; e – przekrój modelu geometrycznego odcinka piersiowo-lędźwiowego uzupełnionego o modele tkanek miękkich

Więzadła w rzeczywistości ściśle przylegają do trzonów kręgów [1][2] i taki stan odtworzono w modelu segmentu (rys. 4e).

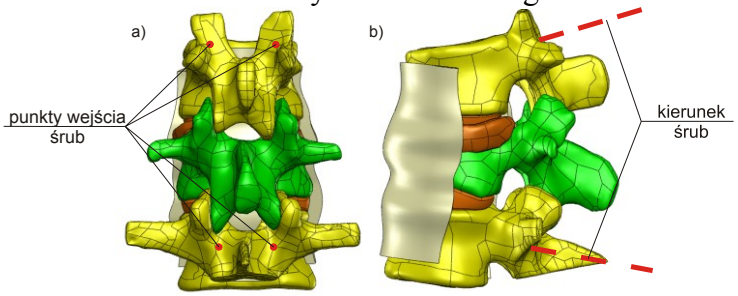
2.3. Przygotowanie modelu do wirtualnej stabilizacji segmentu Th12-L2 z uszkodzonym kręgiem L1

W celu opracowania modelu do wirtualnej stabilizacji pourazowej odcinka kręgosłupa (Th12 – L2) konieczne było przygotowanie, oprócz opisanych powyżej modeli struktur anatomicznych, modeli implantów stosowanych w trakcie operacji. Bazując na katalogu firmy Synthes [5] utworzono modele wszystkich potrzebnych elementów tj. modeli śrub przeznasadowych i pozostałych elementów systemu USS Fracture stosowanego w trakcie operacji. Modele implantów ze względu na poglądowy charakter katalogu są uproszczone, przy czym ich wymiary są zgodne z danymi podanymi przez producenta. Rysunek 5 przedstawia wszystkie elementy systemu stabilizacyjnego. Opracowany model posłużył do przeprowadzenia procedury wirtualnej stabilizacji uszkodzonego odcinka kręgosłupa z wykorzystaniem implantów USS Fracture System firmy Synthes.



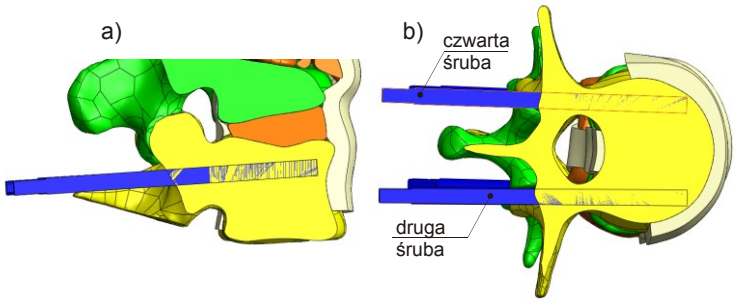
Rys. 5. Zestawienie elementów USS Fracture System użytych do stabilizacji segmentu Th12-L2 [5]

W pierwszym kroku procedury stabilizacji przystąpiono do identyfikacji punktów wprowadzenia śrub przez nasady trzonów kręgów Th12 i L2 oraz kątów położenia śrub w trzonach kręgów (rys. 6 a,b). Parametry geometryczne implantacji śrub wynikają z uwarunkowań anatomicznych - geometrii trzonów kręgów oraz założeń metody leczenia tego typu złamań z udziałem śrub przeznasadowych. Z technicznego punktu widzenia nastawianie z udziałem ligamentotaksji [4] wymaga takiego ustawienia śrub, aby przez ściągnięcie ich ku sobie, uzyskać naprężenie więzadła podłużnego przedniego ALL i w efekcie przemieszczenie odłamów kostnych do właściwego obszaru.



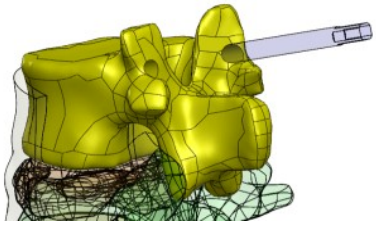
Rys. 6. Określenie punktów implantacji śrub przez nasadę trzonu kręgu przed przystąpieniem do montażu ich w trzonach kręgów: a – punkty wejścia śrub w trzony kręgów Th12 i L2; b – szacunkowy kierunek śrub

Po ustaleniu w jaki sposób śruby mają być umiejscowione w trzonach kręgów przystąpiono do wirtualnego montażu poszczególnych śrub w środowisku SolidWorks 2010 (rys. 7). Opis operacji podanych poniżej wynika z zasad konstrukcji modelu w tym środowisku.



Rys. 7. Ocena pozycji śrub w trzonie kręgu L2: a – przekrój w płaszczyźnie przedniej śruby; b – przekrój w płaszczyźnie górnej śruby

Otwory w trzonach kręgów wykonano poprzez wykorzystanie geometrii unieruchomionych śrub (rys. 8). Utworzono szkice 3D (po jednym dla każdej śruby). Szkic był rzutem średnicy śruby na powierzchnię końca śruby i został wyciągnięty na kierunku osi śruby. Operacja „Wyciągnięcie wycięcia" wykonana była w kontekście złożenia.

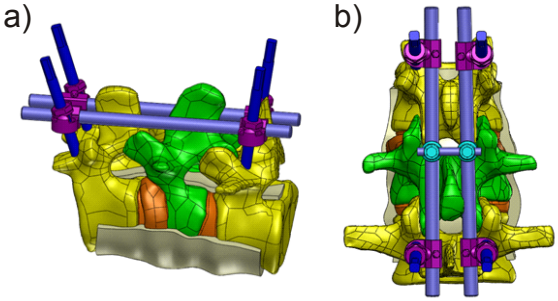


Rys. 8. Gotowe otwory w trzonie kręgu Th12

Po utworzeniu wszystkich czterech otworów przywrócono wszystkie stopnie swobody śrubom i powiązano je z otworami za pomocą wiązań „koncentryczne" (średnica śruby oraz średnica otworu) oraz „wspólne" (czoło śruby ze spodem otworu).

Gdy już połączono wiązaniami wszystkie śruby z odpowiadającymi im otworami, przystąpiono do kolejnych kroków montażu układu stabilizacyjnego tj. założenia klamer na śruby oraz dwóch prętów (rys. 9a).

Po ocenieniu poprawności umocowania prętów zakładane są klamry na pręty za pomocą wiązań „koncentryczne" oraz „odległość" i wsunięta jest pomiędzy nie belka poprzeczna za pomocą wiązań: „koncentryczne" oraz „odległość" w celu usztywnienia układu.



Rys. 9. Segment Th12 – L2 kręgosłupa z zamontowanym systemem USS Fracture: a – układ bez poprzeczki, b – pełny system korekcyjno – stabilizacyjny

Model geometryczny segmentu odcinka Th12-L2 kręgosłupa wraz z systemem korekcyjno – stabilizacyjnym USS Fracture pokazano na (rys. 9b).

3. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

W pracy przedstawiono procedury przygotowania wstępnego modelu wirtualnego 3D do symulacji zabiegu nastawiania odcinka kręgosłupa piersiowo-lędźwiowego ze złamanym kompresyjnie trzonem kręgu L1 z wykorzystaniem zjawiska ligamentotaksji [3]. W wyniku przeprowadzonych prac modelowych opracowano modele geometryczne struktur kostnych odcinka kręgosłupa Th12-L2 ze złamanym kompresyjnie trzonem kręgu L1, modele geometryczne tkanek miękkich: krążków międzykręgowych oraz więzadeł ALL i PLL, oraz modele systemu USS Fracture.

Procedura medyczna nastawiania złamanego trzonu kręgu ma na celu odtworzenie wysokości złamanego kręgu oraz wepchnięcie odłamów kostnych do obszaru trzonu tak, aby nie wchodziły do kanału kręgowego. Na obecnym etapie opracowano model geometryczny 3D segmentu kręgosłupa z zamontowanym systemem implantów USS Fracture. Podczas tworzenia modelu skoncentrowano się na odtworzeniu istotnych w technice ligamentotaksji elementów anatomicznych, wprowadzeniu śrub przeznasadowych do trzonów Th12 i L2 oraz zmontowaniu całego układu [7]. Rozwój opracowanego modelu, zbudowanie modelu

numerycznego oraz przeprowadzenie procedury wirtualnego nastawiania i stabilizacji będą przedmiotem dalszych prac.

Artykuł jest częścią realizacji projektu badawczego dotyczącego badania zagadnień nastawiania i pourazowej stabilizacji odcinka piersiowo-lędźwiowego kręgosłupa człowieka z wykorzystaniem ligamentotaksji.

Konflikt

Producent implantów nie uczestniczył w analizach i interpretacji danych w tym opracowaniu oraz nie podejmował decyzji o publikacji tego artykułu.

Podziękowania

Praca była finansowana z projektu badawczego Nr N N518382437Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego

Dane kliniczne z diagnostyki obrazowej przygotowane przez radiologów dla zespołu chirurgów ortopedów w Klinice Traumatologii i Ortopedii Wojskowego Instytutu Medycznego w Warszawie zostały pozyskane za zgodą Komisji Bioetycznej.

LITERATURA

[1] Bochenek A, Reicher M, Anatomia człowieka. Podręcznik dla studentów medycyny i lekarzy. Państwowy zakład wydawnictw lekarskich.
[2] Gzik M. Biomechanika kręgosłupa człowieka, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2007
[3] Magerl F., Aebi M., Gertzbein S.D., Harms J., Nazarian S., *Comprehensive Classification of Thoracic and Lumbar Injuries*, Eur Spine Journal, 1994, J3:184-201.
[4] Mueller L.A., L.P. Mueller, R. Schmidt, R. Forst, L. Ruding: *The phenomenom and efficiency of ligamentotaxis after dorsal stabilization of thoracolumbar burst fractures* 2006
[5] USS Fracture System Original Instruments and implants of the Association for the Study of Internal Fixation – AO/ASIF
[6] MIMICS 13.1, User Guide. 2010
[7] Zięba Łukasz: Badanie i symulacja procedury nastawiania złamanego kręgu na odcinku piersiowo-lędźwiowym, Praca dyplomowa magisterska, WIP, Politechnika Warszawska, 2011

VIRTUAL STABILIZATION OF HUMAN THORACIC – LUMBAR SPINE WITH A COMPRESSIVE FRACTURE

Abstract. A geometrical model of the two-level-stabilization of human thoracic-lumbar spine (Th12 – L2) with compressive fractured L1 vertebral body has been presented in the paper. The developed model comprises both the aforementioned bone anatomical structures and the soft tissue ones (anterior and posterior longitudinal ligaments (ALL, PLL) and spinal discs) and models of the applied USS Fracture system of implants. CT data of a patient and the Mimics 13.1 and SolidWorks 2010 software packages have been used in the modeling procedure.