

Grzegorz DOBRZYŃSKI, Włodzimierz CHOROMAŃSKI, Zakład Teorii Konstrukcji
Urządzeń Transportowych, Wydział Transportu Politechniki Warszawskiej

STABILIZATOR STAWU KOLANOWEGO GALILEO – PIERWSZE ZASTOSOWANIA KLINICZNE, MODYFIKACJA KONSTRUKCJI

Streszczenie. W pracy przedstawiono wyniki badań eksperymentalnych przeprowadzonych w warunkach klinicznych. Posłużyły one do odzwierciedlenia rzeczywistego ruchu względnego kości udowej względem piszczelowej. Przeprowadzone analizy pozwoliły zaproponować mechanizm czworoboku przegubowego o określonych parametrach dla danego pacjenta, jako odzwierciedlenie ruchu stawu. Zaprezentowano pierwsze wyniki wdrożenia klinicznego. Wnioski wyciągnięte z pierwszych zastosowań posłużyły do opracowania nowej konstrukcji z zastosowaniem włókien węglowych.

1. WSTĘP

Staw kolanowy jest największym i najbardziej skomplikowanym stawem ludzkim. Ruchy odbywające się w tym stawie mają złożony charakter i nie jest możliwe przybliżenie ich do ruchów prostego stawu zawiasowego. Problem konstrukcji wspomagającej leczenie złamań okołostawowych stawu kolanowego jest powiązany z dużą ilością urazów powstających wskutek wypadków komunikacyjnych. Obecnie budowa takich urządzeń, będących w istocie złożonymi konstrukcjami, wymaga zastosowania zaawansowanych technik komputerowo wspomaganego projektowania. Specyfika w procesie modelowania, symulacji i konstruowania tego urządzenia polega na konieczności uwzględnienia założeń i postulatów formułowanych na gruncie medycyny i potrzeb klinicznych. Trudność spełnienia tych postulatów wynikała z konieczności odzwierciedlenia ruchów stawu kolanowego przez mechanizm stabilizatora. W niniejszej pracy przedstawiono koncepcję konstrukcji stabilizatora ortopedycznego nowej generacji do leczenia złamań stawowych i okołostawowych stawu kolanowego. Ma on za zadanie łączyć kość udową i piszczelową w określonym ich położeniu z zachowaniem możliwości fizjologicznego ruchu stawu. Wykonywanie ruchów fizjologicznych pozwala na realizację postulatu leczenia czynnościowego, które jest nowoczesną metodą leczenia złamań kostnych opartą o osteosyntezę zewnętrzną.

Pierwszym tego typu rozwiązaniem był stabilizator zewnętrzny DYNASTAB-K, którego konstrukcję oparto na mechanizmie krzywkowym [1]. Ze względu na ustaloną kinematykę mechanizmu nie ma on możliwości dopasowywania jej do osobniczych cech pacjenta i rozwiązanie to nie zawsze zdaje egzamin. Rozwiązanie proponowane w pracy bazuje na nowym podejściu do problemu - konstrukcji czworoboku przegubowego o adaptacyjnie zmiennych parametrach.

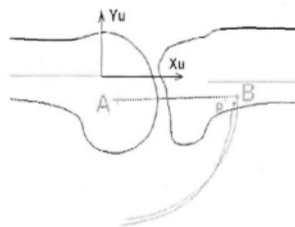
2. BADANIA EKSPERYMENTALNE

W procesie budowy stabilizatora stawu kolanowego do leczenia złamań okołostawowych, część badań poprzedzających budowę konstrukcji miała charakter eksperymentalny. Kinematyka stawu warunkowana jest nie tylko geometrią powierzchni stawowych, ale również pracą układu więzadeł [3] (głównie krzyżowych i bocznych). Badania te przeprowadzono przy współpracy z Kliniką Ortopedii i Rehabilitacji II-go Wydziału Lekarskiego Akademii Medycznej w Warszawie. Celem tych badań było uzyskanie opisu ruchu względnego kości piszczelowej względem kości udowej. Badania oparte były na technikach rentgenografii i polegały na obserwacji prześwietlenia rentgenowskiego stawu przy różnych kątach zgięcia. Założono, że analiza ruchów stawu w układzie płaskim będzie wystarczająca do rozwiązania problemu [4]. Do badań wykorzystano nowoczesny aparat rentgenowski o niskiej mocy promieniowania. Umożliwia on prześwietlenie stawu w ruchu i obserwację w czasie rzeczywistym jak również zapis obrazu, jako pojedyncze zdjęcia.

Dla każdego pacjenta wykonano pakiet 30 fotografii w formacie cyfrowym, będących graficznym zapisem ruchu stawu kolanowego. Przebadano grupę 20 pacjentów o różnej budowie kostnej, różnej płci oraz w różnym wieku. Wyniki analiz takiej grupy pozwoliły oszacować zakres zróżnicowania kinematyki stawu kolanowego dla populacji.

3. ANALIZA WYNIKÓW

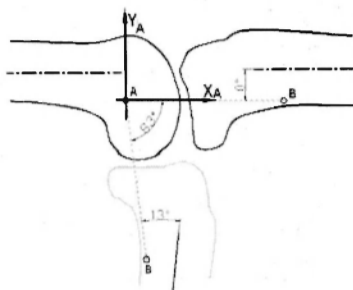
Aby odnaleźć ruch względny kości zastosowano oprogramowanie *WiselImage* służące do pracy z dokumentami hybrydowymi. Idea badań polegała na tym, że analizując kolejne zdjęcia w pewnym nieruchomym układzie współrzędnych wyznaczono ruch zarówno kości piszczelowej jak i udowej. Następnie wyznaczono ruch względną kości piszczelowej względem kości udowej wyrażony w układzie X_u, Y_u związanym z nią. Ruch ten opisano, jako ruch punktu p związanego z kością piszczelową w funkcji kąta zgięcia stawu. W kolejnym kroku wykorzystując opis ruchu względnego kości, opracowano algorytm automatycznie generujący trajektorie dla dowolnie wybranego punktu p' związanego z kością piszczelową. Wykorzystując procedury optymalizacji poszukiwano takiego położenia punktu p' , który zakreśla trajektorię najbliższą łuku (rys. 1).



Rys. 1. Optymalizacja położenia punktu p'

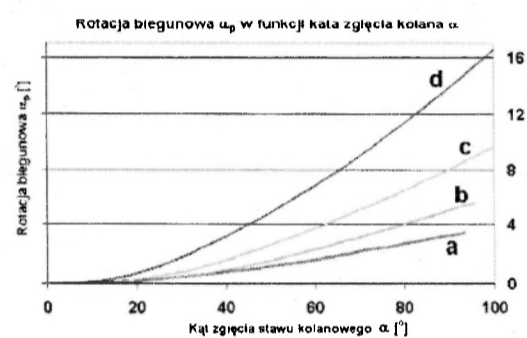
Zmiennymi decyzyjnymi w zadaniu optymalizacji było położenie punktów p' i A oraz długość odcinka (promienia) AB. Jako warunek ograniczający przyjęto $y_A = y_B$. Funkcją celu było minimum sumy kwadratów odległości pomiędzy trajektorią punktu p' a łukiem zakreślonym przez punkt B. Traktując punkt A jako środek obrotu dla punktu B zadanie optymalizacji miało odnaleźć takie położenie punktów A i p' , dla którego funkcja, celu osiągnie minimum.

W efekcie udało się zaobserwować pewne cechy charakterystyczne dla wszystkich pacjentów. Jeżeli kość piszczelową rozpatrujemy jako bryłę płaską to punkt p' (rys. 2) wykonuje ruch po okręgu ale dodatkowo wykonywany jest obrót kości piszczelowej wokół tego punktu. Obrót ten nazwany został rotacją biegunową. Analizując ruch stawu u różnych pacjentów otrzymano różne długości AB w zakresie 60-100mm.



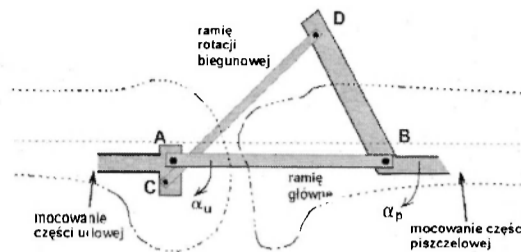
Rys. 2. Schemat ruchu stawu kolanowego

W ten sposób udało się określić kinematykę stawu kolanowego dla wszystkich pacjentów jako podwójny przegub o środkach obrotu A - na kości udowej i B - na kości piszczelowej, których człony wykonują obroty o kąty α_A i α_B związane ze sobą w sposób ściśle określony dla danej osoby. Suma kątów $\alpha_A + \alpha_B = \alpha$ stanowi całkowity kąt zgięcia podudzia względem kości udowej. Na rys.3 zaprezentowano przykładowe charakterystyki zmian kąta rotacji biegunowej α_B w funkcji kąta zgięcia stawu α .



Rys. 3. Rotacja biegunowa w funkcji kąta zgięcia stawu kolanowego

Wzajemne powiązanie tych ruchów może być zrealizowane za pomocą mechanizmu czworoboku przegubowego (rys. 4) o zmiennych parametrach. Mechanizm ten jest prosty i daje wiele możliwości wprowadzenia regulacji zmieniających jego kinematykę.

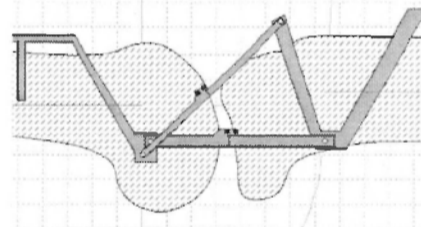


Rys. 4. Schemat mechanizmu czworoboku

Poprzez zmianę położenie przegubów C i D, dla każdego pacjenta, mechanizm czworoboku będzie odpowiednio odzwierciedlał ruch rotacji biegunowej. Znajdując odpowiednie położenia tych przegubów dla każdego pacjenta wyznaczono najkorzystniejsze zakresy zmian ich położenia.

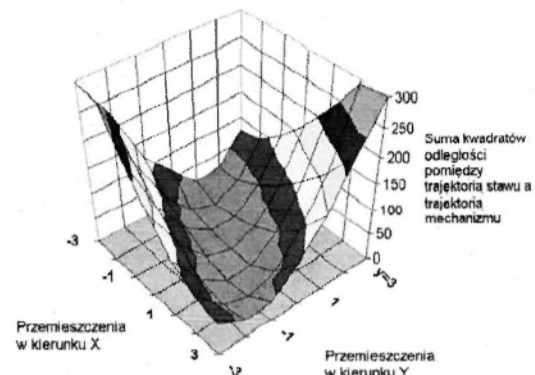
4. BADANIA SYMULACYJNE, ANALIZA WRAŻLIWOŚCI PARAMETRYCZNEJ

Badania symulacyjne prowadzono w systemie 2-D Working Model. Zbudowano model płaski stawu kolanowego, którego ruch zdefiniowany był przez wyniki badań eksperymentalnych. Kolejnym krokiem było zbudowanie modelu mechanizmu czworoboku wykorzystując wyniki zadań optymalizacji. W ramionach: głównym AB oraz rotacji biegunowej CD, wprowadzono możliwość zmiany ich długości (rys. 5). Następnie uruchomiono symulację obserwując czy występuje zmiana długości ramion. Symulacje te wskazały na poprawność kinematyki modelu.



Rys. 5. Model służący do weryfikacji wyników syntezy parametrów czworoboku

W następnym etapie badań zmieniano położenie modelu mechanizmu względem stawu. Celem tych badań było sprawdzenie wpływu niedokładności pozycjonowania mechanizmu na poprawność działania stabilizatora. Będzie on montowany w szczególnych warunkach panujących na sali operacyjnej a obecnie nie istnieje urządzenie nawigacyjne ułatwiające pozycjonowanie mechanizmu. W kolejnych symulacjach zmieniano położenie mechanizmu względem punktów wskazanych przez procedury optymalizacji. W tym przypadku, jako analizę wrażliwości autorzy rozumieją wyznaczenie charakterystyki zmiany sumy kwadratów odległości między trajektorią stawu kolanowego a trajektorią mechanizmu. Parametrem jest odległość od właściwego położenia stabilizatora podawana w dwóch kierunkach. Wyznaczone sumy kwadratów odległości między trajektorią stawu kolanowego a trajektorią mechanizmu prezentuje rysunek 6.



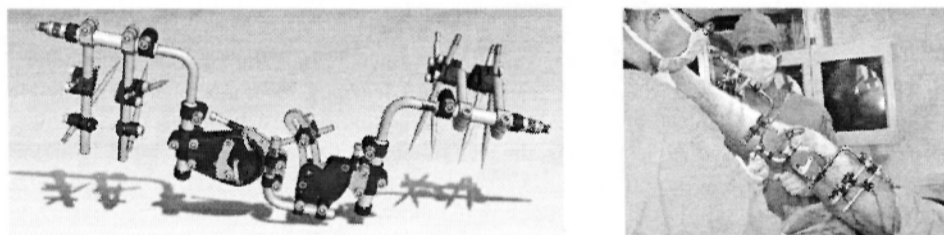
Rys. 6. Wrażliwość parametryczna pozycjonowania stabilizatora

Wyniki tych analiz wykazały, iż znalezienie właściwej pozycji przegubów mechanizmu ma decydujący wpływ na działanie stabilizatora. Występujące podatności stawu stwarzają pewną szansę przybliżenia niektórych ruchów i dopuszczenia pewnych, niewielkich obciążeń kości, korygujących ruchy mechanizmu przegubu zgodnie z ruchami fizjologicznymi, lecz są to niewielkie wartości. Na bazie analiz wrażliwości parametrycznej opracowano metodę pozycjonowania stabilizatora.

5. WDROŻENIE KONSTRUKCJI

Etap budowy modelu prototypowego został poprzedzony budową modelu wirtualnego (rys.7). Dzięki technikom modelowania i symulacji udało się uniknąć błędów, które zawsze zdarzają się na tym etapie konstruowania.

Stabilizator umożliwia ruchy podudzia względem uda w czasie całego procesu leczenia na tyle zbliżone do naturalnych ruchów fizjologicznych, że nie zakłóca przebiegu procesu zrostu kości, a realizować będą postulat leczenia czynnościowego. Ponadto umożliwia ruchy nastawcze, które pozwalają na doprowadzenie ruchów wymuszanych przez stabilizator do zgodności z naturalnymi, fizjologicznymi ruchami stawu, z niedokładnością możliwą do skompensowania przez podatność stawu.

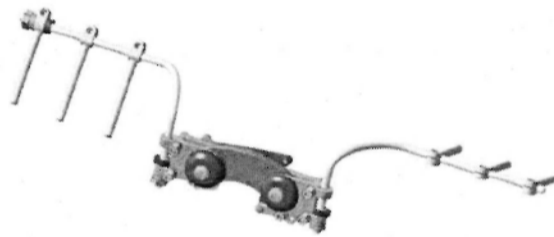


Rys. 7. Stabilizator stawu kolanowego - model 3D, wdrożenie kliniczne

Ruchy fizjologiczne realizowane są przez przeguby czynne, umożliwiające ruch w ograniczonym, nastawnym zakresie, z możliwością jego zablokowania w dowolnie wybranym położeniu, bez zmiany wybranego zakresu. Zakres ruchu zgięcia stawu wynosi $\alpha \leq 130^\circ$, przy czym zakres ruchu w przegubie głównym A wynosi $\alpha_A = 100^\circ$, zaś w przegubie B - rotacji biegunowej $\alpha_B \leq 30^\circ$. Wartość rotacji biegunowej jest uzależniona od indywidualnych cech kolana i dlatego faktyczny zakres ruchu zgięcia w stawie może być różny dla każdego pacjenta.

Wszystkie elementy stabilizatora są wykonane symetrycznie i mogą być stosowane w obu tych konfiguracjach – dla nogi prawej i lewej. W czasie leczenia złamania stabilizator winien przenosić jedynie obciążenia od napięć mięśni i więzadeł, ciężaru części nogi i związanych z nią przedmiotów poniżej złamania oraz obciążeń przypadkowych. Nie przewiduje się przenoszenia ciężaru ciała obciążającego nogę podczas chodzenia. Wynika to z rozkładu sił w stawie wg pozycji [2, 3].

Na podstawie doświadczeń z pierwszych zastosowań stabilizatora Galileo przygotowano modyfikacje tej konstrukcji. Przewiduje się wykonanie większości elementów z materiałów opartych o włókna węglowe. Nowe rozwiązania tego stabilizatora znalazły się w zastrzeżeniu patentowym.



Rys. 8. Model 3D nowej koncepcji konstrukcji stabilizatora stawu kolanowego

Dokumentacja projektowa została skierowana do producenta i w najbliższych miesiącach wykonany zostanie prototyp. Jest on znacznie prostszy od poprzednika. Pierwsza konstrukcja składała się z 141 elementów, 44 połączeń śrubowych w tym 20 punktów regulacji. Nowa koncepcja (rys. 8) jest znacznie uproszczona przy zachowaniu tej samej funkcjonalności i składa się z 57 elementów, 24 połączeń śrubowych w tym 14 punktów regulacji.

6. PODSUMOWANIE

W referacie zaprezentowano problem stabilizacji zewnętrznej złamań okołostawowych stawu kolanowego umożliwiającą realizację postulatu leczenia czynnościowego. Na bazie badań modelowych wykazano, że odwzorowanie ruchu piszczeli względem kości udowej przez czworobok przegubowy jest zadowalające, różnice kinematyki stawu i mechanizmu stabilizatora znajduje się w granicach elastyczności stawu. Otrzymane wyniki wskazują, iż można tak dostosować parametry czworoboku przegubowego, aby jego kinematyka pasowała do indywidualnych cech pacjenta. Analiza statystyczna oraz analiza wrażliwości posłużyły do określenia zakresu adaptacji konstrukcji do osobniczych cech stawu jak również wskazały na istotę dokładnego procesu pozycjonowania stabilizatora.

Konstrukcja została przekazana na Akademię Medyczną w Warszawie gdzie wykonano już kilka pierwszych operacji z zastosowaniem tego stabilizatora Galileo. Praca ma charakter innowacyjny i należy podkreślić, że według wiedzy autorów jest to pierwsze tego typu rozwiązanie na świecie.

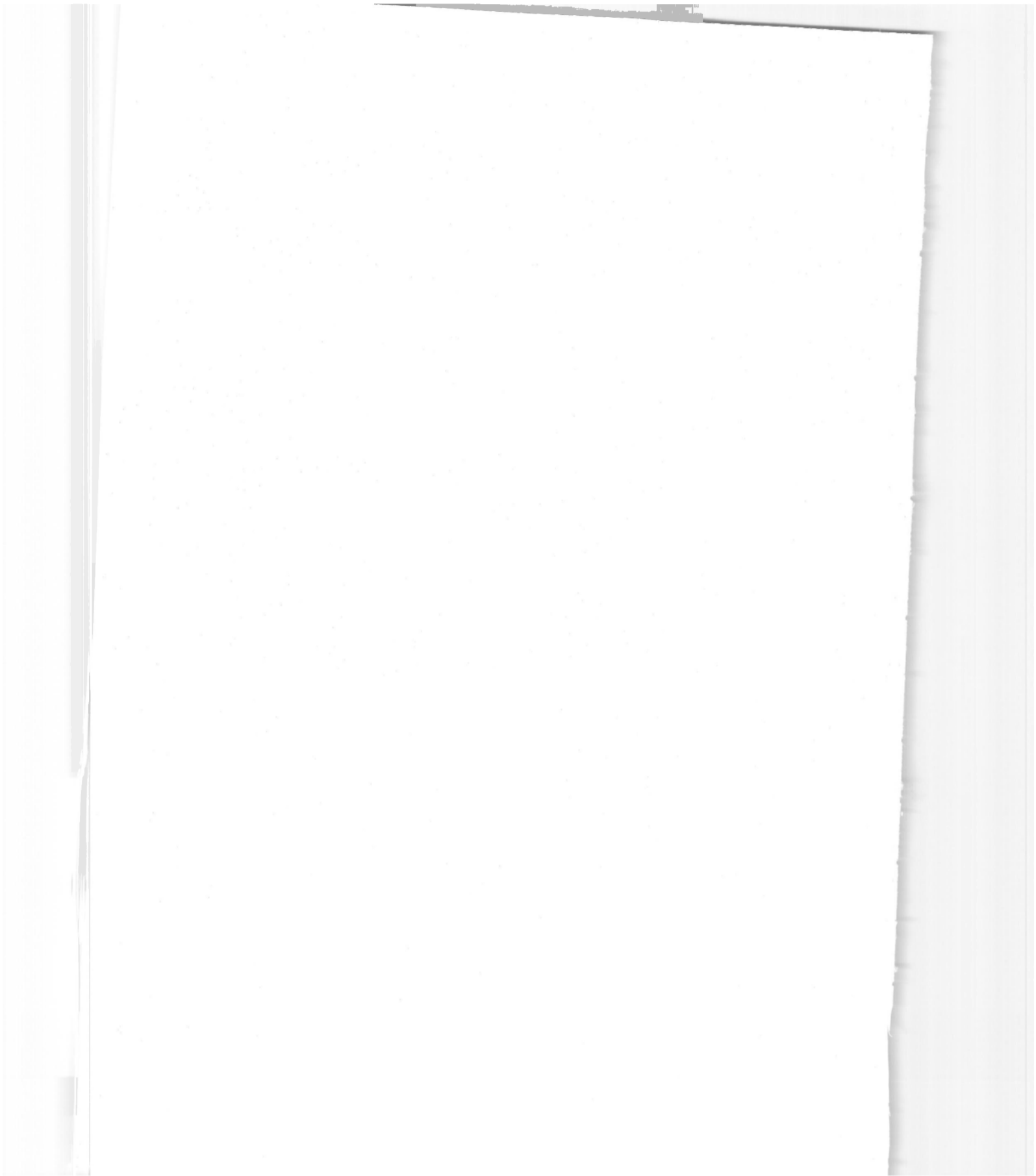
Praca została objęta dotacją Państwowego Funduszu Rehabilitacji Osób Niepełnosprawnych, przeznaczoną na opracowanie konstrukcji oraz wykonanie serii wdrożeniowej stabilizatora. Zaproponowane rozwiązania konstrukcyjne zostały zastrzeżone patentem. Zaprezentowane wyniki są częścią Pracy Dyplomowej Grzegorza Dobrzyńskiego. Pracę wykonano pod opieką prof. nzw. dr hab. inż. Włodzimierz Choromańskiego i została ona uhonorowana nagrodą I-szego stopnia ufundowaną przez Prorektora PW ds. studenckich oraz nagrodą specjalną ufundowaną przez sponsorów w VIII Konkursie Na Najlepszą Pracę Magisterską na Wydziale Samochodów i Maszyn Roboczych Politechniki Warszawskiej.

LITERATURA

- [1] Praca pod redakcją R. Będzińskiego, K. Kędziora, A. Walla, „Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000, tom 5, Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacyjna, W. Choromański, D. Jasińska-Choromańska autorzy rozdziału Jednostronne Stabilizatory Zewnętrzne, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT Warszawa 2004, s. 917-928.
- [2] Dobrzyński G.: Koncepcja konstrukcji stabilizatora ortopedycznego stawu kolanowego. Praca dyplomowa, Politechnika Warszawska, Wydział SiMR, 2004.
- [3] Maquet P. G. J.: Biomechanics of the knee, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York Tokyo 1984.
- [4] Morecki A., Knapczyk J., Kędzior K.: Teoria mechanizmów i manipulatorów, WNT Warszawa 2002.

STABILIZER OF THE KNEE JOINT “GALILEO” – FIRST CLINICAL TRIALS, MODIFICATION OF CONSTRUCTION

Summary. The paper presents a concept of an orthopedic stabiliser solution to be used for treating periarticular fractures of the knee joint. The design of the device is by experimental research of the knee joint kinematics. Experimental and simulation research suggest the use of a four-bar linkage mechanism. Experimental research has also made it possible to define the range of adjustment to adapt the stabiliser kinematics to the individual properties of the patients. A sensitivity analysis points to the fact that the stabiliser must be positioned very precisely during installation.



Agnieszka GŁOWACKA, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

MODEL MATEMATYCZNY DO ANALIZY CHODU DZIECKA NIEPEŁNOSPRAWNEGO^{*)}

Streszczenie. W artykule przedstawiono model fizyczny i matematyczny chodu dziecka. Model ten sformułowano na podstawie modelu chodu osób dorosłych, który został opracowany w Katedrze Mechaniki Stosowanej. W pracy tej opisano również metodę rozwiązywania układu równań charakteryzujących ruch ciała dziecka.

1. WSTĘP

Chód jest podstawową formą lokomocji, a występowanie różnorodnych patologii układu ruchu człowieka może prowadzić do zmniejszenia poczucia akceptacji społecznej, jak również osobistego bezpieczeństwa. Prawidłowy rozwój chodu możliwy jest dzięki zintegrowanemu działaniu dwóch układów mięśniowo – szkieletowego i nerwowego oraz dzięki stałej kontroli pochodzącej z układu nerwowego [7]. We współczesnym świecie ogromna liczba osób dorosłych cierpi z powodu chorób układu mięśniowo – szkieletowego i nerwowego. Ogromny problem stanowią również neuropatologie występujące u dzieci, między innymi mózgowo porażenie dziecięce. Pojawiające się różne stany patologiczne a także dysfunkcje narządów ruchu negatywnie wpływają na wydajność i jakość chodu człowieka [3].

Na całym świecie prowadzone są liczne badania naukowe dotyczące analizy chodu osób z dysfunkcjami narządów ruchu. Badania doświadczalne mogą pomóc lekarzom wyjaśnić przyczyny powstawania chorób związanych z układem ruchu, a także w opracowaniu nowych metod leczenia oraz w monitorowaniu postępów rehabilitacji [4].

Poza przeprowadzaniem badań doświadczalnych narządów ruchu człowieka, naukowcy coraz częściej tworzą modele fizyczne i matematyczne całego ciała człowieka lub wybranych jego części. Badania modelowe pozwalają w nieinwazyjny sposób analizować skomplikowane zjawiska zachodzące w organizmie człowieka. Dzięki modelom matematycznym można przeprowadzić symulację komputerową, która pozwoli zidentyfikować siły wytwarzane przez mięśnie. Na podstawie wyników otrzymanych z badań doświadczalnych oraz modelowych można uzyskać kompleksowy obraz zjawisk zachodzących w układzie mięśniowo – szkieletowym oraz nerwowym [1, 2].

^{*)} Pracę wykonano pod kierunkiem opiekuna naukowego prof. dr hab. inż. Dagmary Tejszerskiej.

2. CEL I ZAKRES PRACY

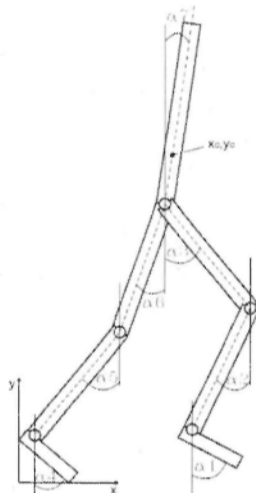
Celem pracy jest sformułowanie płaskiego dynamicznego modelu ruchu ciała dziecka podczas chodu. Model ten ma umożliwić analizę patologii dotyczącej narządu ruchu u niepełnosprawnych dzieci, a zwłaszcza u dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym. W artykule opracowano model fizyczny ruchu ciała dziecka, a na podstawie tego modelu sformułowano model matematyczny. Praca obejmuje również wyznaczenie wypadkowych momentów sił mięśniowych w stawach, a także identyfikację sił mięśniowych.

3. MODEL FIZYCZNY CHODU DZIECKA

Założenia do rozważanego modelu ruchu ciała dziecka w czasie chodu przyjęto następujące [2]:

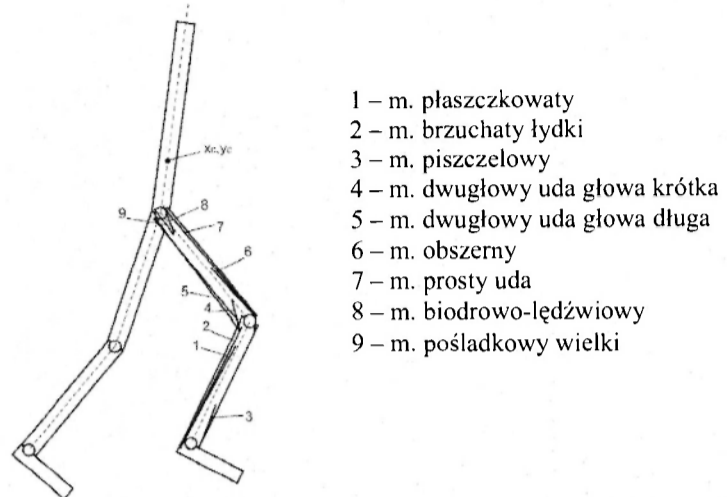
- model ruchu ciała dziecka jest układem składającym się z siedmiu członów sztywnych: – tułów, – kończyny dolne, zawierające udo, podudzie i stopę, elementy układu połączone są ze sobą przegubowo w stawach,
- ruch rozważanego układu jest ruchem płaskim w płaszczyźnie strzałkowej,
- w modelu uwzględnione zostały siły ciężkości, siły bezwładności i momenty bezwładności, reakcje podłoża, reakcje w stawach oraz siły mięśniowe.

Na rys. 1 przedstawiono model fizyczny ciała dziecka oraz zaznaczono kąty określające położenie poszczególnych elementów układu.



Rys. 1. Model fizyczny ciała dziecka wraz z układem odniesienia [2]

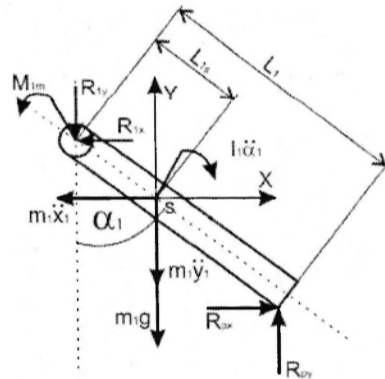
Przyjęty model zawiera najważniejsze mięśnie kończyny dolnej, które są najbardziej aktywne w trakcie chodu w płaszczyźnie strzałkowej [2, 3]. Rys. 2 obrazuje nam model fizyczny ciała dziecka wraz z zaznaczonymi mięśniami.



Rys. 2. Model fizyczny ciała dziecka wraz z zaznaczonymi mięśniami [2]

4. MODEL MATEMATYCZNY PRZYJĘTEGO UKŁADU

Na podstawie opracowanego modelu fizycznego zapisano równania równowagi dynamicznej dla każdego elementu układu. Na poniższym rysunku (rys. 3) przedstawiono przykładowo rozkład sił działających na stopę i zapisano równania równowagi dynamicznej dla tego elementu.



Rys. 3. Rozkład sił działających na stopę

Równania równowagi dynamicznej dla powyższego elementu przyjmują następującą postać:

$$\begin{aligned} \sum F_x &= 0 \\ R_{px} - R_{1x} - m_1 \ddot{x}_1 &= 0 \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \sum F_y &= 0 \\ R_{py} - R_{1y} - m_1 \ddot{y}_1 - m_1 g &= 0 \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \sum M_s &= 0 \\ M_{1m} - I_1 \ddot{\alpha}_1 + \{R_{px}(l_1 - l_{1s}) + R_{1x} l_{1s}\} \cos \alpha_1 + \{R_{py}(l_1 - l_{1s}) + R_{1y} l_{1s}\} \sin \alpha_1 &= 0 \end{aligned} \quad (3)$$

gdzie:

R_{px}, R_{py} – składowe siły reakcji podłoża,
 R_{1x}, R_{1y} – składowe siły reakcji w stawach,
 M_{1m} – wypadkowy moment sił mięśniowych w stawie skokowym,
 $m_1 \ddot{x}_1, m_1 \ddot{y}_1$ – siły bezwładności,
 $m_1 g$ – siła ciężkości,
 α_1 – kąt określający położenie elementu

Układ równań można zapisać w postaci macierzowej [3]:

$$\mathbf{M} \cdot \ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{F} + \mathbf{B} \cdot \mathbf{T} \quad (4)$$

gdzie:

\mathbf{M} – macierz bezwładności,
 \mathbf{q} – macierz współrzędnych uogólnionych,
 \mathbf{F} – macierz sił zewnętrznych i wewnętrznych,
 \mathbf{B} – macierz sterowań,
 \mathbf{T} – macierz momentów sił mięśniowych.

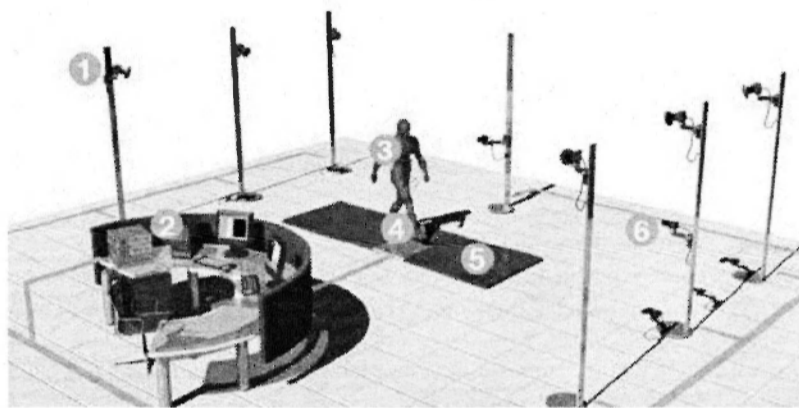
5. ROZWIĄZANIE ZAPISANEGO UKŁADU RÓWNAŃ

Odwrotne zadanie dynamiki umożliwia rozwiązanie zapisanego układu równań, w którym nieznanymi wielkościami są reakcje w stawach i wypadkowe momenty sił mięśniowych w stawach. Wypadkowe momenty sił mięśniowych wyznaczone są przy odpowiednich danych wejściowych, a mianowicie [3]:

- pomiarach antropometrycznych (masa i długość danego elementu, położenie środka masy elementu, masowy moment bezwładności względem osi przechodzącej przez środek masy rozważanego elementu)
- parametrach kinematycznych,
- reakcjach podłoża.

6. BADANIA DOŚWIADCZALNE WIELKOŚCI KINEMATYCZNYCH I REAKCJI PODŁOŻA PODCZAS CHODU

Dalsza analiza modelu wymaga przeprowadzenia badań doświadczalnych, dzięki którym uzyskamy potrzebne parametry kinematyczne oraz reakcje podłoża. Parametry te zostaną uzyskane z pomiarów wykonanych przy pomocy systemu do analizy ruchu BTS Smart, w skład którego wchodzi platforma dynamometryczna, dzięki której otrzymujemy reakcje podłoża. Na rys. 4 przedstawiono nowoczesny system do trójwymiarowej analizy ruchu BTS Smart.



Rys. 4. Rozmieszczenie komponentów Sytemu BTS Smart (1 – kamery na podczerwień, 2 – stanowisko robocze, 3 – przenośny zestaw do EMG, 4 – markery, 5 – platforma dynamometryczna, 6 – kamery video) [8]

7. INDENTYFIKACJA SIŁ GENEROWANYCH PRZEZ MIĘŚNIE

Siły mięśniowe generowane przez mięśnie wyznaczone są przy pomocy metod optymalizacji. Przyjmuje się, że układ nerwowy steruje pracą mięśni zgodnie z pewnym kryterium fizjologicznym. Hipotetycznie zakłada się, że minimalizowany jest wysiłek mięśniowy, np. [5, 6]:

- minimalizacja sumy sił mięśniowych,
- minimalizacja sumy sił reakcji w stawach,
- minimalizacja wykonanej pracy mechanicznej itp.

8. PODSUMOWANIE

- Badania modelowe należą do nieinwazyjnych metod analizy ruchu, dzięki którym otrzymywane są informacje dotyczące sił generowanych przez mięśnie.
- Analizowanie wyników otrzymanych z badań doświadczalnych oraz modelowych pozwala uzyskać kompleksowy obraz zjawisk zachodzących w układzie mięśniowo-szkieletowym. Badania modelowe i doświadczalne mogą pomóc w opracowaniu nowych metod leczenia oraz w monitorowaniu postępów rehabilitacji niepełnosprawnych dzieci.
- Znajomość nieprawidłowego wzorca chodu jest szczególnie ważna w przypadku mózgowego porażenia dziecięcego, a dokładna analiza chodu umożliwia klinicystom rozpoznać i opisać dysfunkcje i ograniczenia funkcjonalne.

- Wielkości wyznaczone podczas badań modelowych mogą być przydatne przy projektowaniu protez mechanicznych.

LITERATURA

- [1] Michnik R., Tejszerska D.: Model matematyczny ruchu kończyn dolnych człowieka uwzględniający ruch tkanek miękkich, Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej nr 17, Gliwice 2001.
- [2] Michnik R.: Optymalizacja dynamiczna w identyfikacji sił mięśniowych podczas chodu. Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej nr 19, Gliwice 2002, s. 105-110.
- [3] Michnik R., Jurkojć J.: Analiza parametrów kinematycznych i dynamicznych podczas chodu normalnego i patologicznego, Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej nr 22, Gliwice 2003.
- [4] Michnik R., Jurkojć J., Jureczko P., Guzik A., Tejszerska D: Analysis of gait kinematics of patient after total hip or knee replacement, Journal of Vibroengineering, Vol. 8, No. 3, Vilnius 2006, pp. 15-18.
- [5] Maroński R.: Metody rachunku wariacyjnego w biomechanice, Prace Naukowe Mechanika z. 179, Warszawa 1999.
- [6] Praca zbiorowa pod red. Nałęcz M.: Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000, T.5: Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna, AKADEMICKA OFICYNA WYDAWNICZA EXIT, Warszawa 2004.
- [7] Syczewska M.: Chód w obrazie analizy laboratoryjnej, Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja, vol. 3, nr 4, 2001, s. 484-486.
- [8] <http://www.bts.it/eng/proser/anamov.htm> (z dnia 24.04.2007)

MATHEMATICAL MODEL FOR AN ANALYSIS OF DISABLED CHILD'S GAIT

Summary. The paper includes physical and mathematical model of child gait. This model was formulated on the basis of adult people gait model, which was worked out in the Department of Applied Mechanics. In this article was described method of equations system solving, which characterize motion child body.

Joanna GORWA*, Lechosław B. DWORAK**, Jarosław KABACIŃSKI*,
M. MURAWA*, *Katedra Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego w Poznaniu,
**Katedra Bioniki ASP w Poznaniu

BIOMECHANICZNA CHARAKTERYSTYKA SIŁY I MOCY ZESPOŁÓW MIĘŚNIOWYCH KOŃCZYN DOLNYCH TANCEREK ZAWODOWYCH BALETU KLASYCZNEGO

Streszczenie. Ciało tancerzy są narzędziem w ich profesji, medium, poprzez które komunikują się z widownią. Nie ma wątpliwości, że kończyny dolne są szczególnie ważne dla tej grupy zawodowej a jednocześnie jest to część ciała najbardziej narażona na kontuzje i urazy. Badaniom poddano grupę kobiet, zawodowo uprawiających taniec klasyczny. Stosując dynamometrię tensometryczną scharakteryzowano poziom momentów sił generowanych przez następujące zespoły mięśniowe: prostowniki i zginacze stawów biodrowych-kolanowych- skokowych górnych, zginacze palucha oraz odwodziciele i przywodziciele stawów biodrowych. Test skoczności i mocy kończyn dolnych przeprowadzono za pomocą wyskoku dosiężnego wykonanego na platformie piezoelektrycznej typu Kistler. Uzyskane rezultaty poddano analizie statystycznej.

Oznaczenia użyte w pracy:

MZT – moment siły zginaczy tułowia, MPT – moment siły prostowników tułowia, MZB – moment siły zginaczy biodra, MPB – moment siły prostowników biodra, MPrzB – moment siły przywodzicieli biodra, ModB – moment siły odwodzicieli biodra, MZK – moment siły zginaczy kolana, MPK – moment siły prostowników kolana, MZGS – moment siły zginaczy grzbietowych stopy, MZPS – moment siły zginaczy podszwowych stopy, MZP – moment siły zginaczy palucha, H – wysokość uniesienia OSM, L – stopień obniżenia OSM, AV – wartości średnie momentów sił, SD – odchylenie standardowe, V – współczynnik zmienności, Pmax – moc maksymalna kończyn dolnych i tułowia, Pmax/m – moc maksymalna względna kończyn dolnych i tułowia, KD – kończyna dolna

1. WSTĘP

Ciała tancerzy są narzędziem w ich profesji. Nie ma wątpliwości, że kończyny dolne są szczególnie ważne dla tej grupy zawodowej. Właśnie ta część ciała tancerzy jest najczęstszym obiektem badań naukowców. Malitowska w swojej pracy śledzi zmiany w wybranych parametrach morfologicznych stóp oraz ich ruchomości w płaszczyźnie strzałkowej [13]. Wyniki wskazują na specyficzną budowę stóp tancerek. Stopy baletnic są krótsze, węższe, wyższe i bardziej wysklepione niż stopy przeciętnej Polki. Uczennice szkoły baletowej, charakteryzują się większym, pełnym zakresem ruchomości stóp w płaszczyźnie strzałkowej, znacznie większymi wartościami zginania podszwowego, a mniejszymi wielkościami zginania grzbietowego.

Pozycje i ruchy stóp, rąk, tułowia, głowy i całych kończyn dolnych, w tańcu klasycznym są ściśle określone. Oczywiście są one odmienne od ruchów i pozycji naturalnych. Dowiedziono, że pozy tańca klasycznego zakłócają naturalną ochronę stawu, która ma miejsce podczas np. zwykłego chodzenia [5]. Ochrona ta polega na specyficznym współdziałaniu więzadeł, mięśni i powierzchni stawowych [5]. Pozycja stojąca „turnout” wymaga od artysty obustronnej rotacji zewnętrznej w stawach biodrowych, która osiąga kąt 180°. W tej niefizjologicznej pozycji współdziałanie mięśni, więzadeł i powierzchni stawowych jest zupełnie inne niż przy pozycji naturalnej, i jakby na to nie spojrzeć, zakłócone [4, 11].

Umiejętność tańczenia w pointach, czyli w specjalnych baletkach na końcach wszystkich palców, przy wyprostowanym podbiciu, stwarza niefizjologiczną pozycję, a tym samym zmienia rozkład sił w stopie, co w konsekwencji doprowadza do zmiany w budowie stóp. Wszystkie ćwiczenia techniczne w tzw. „tańcu w pointach” zmuszają tancerkę do maksymalnego zgięcia podeszwowego stóp. Ćwiczenia te skutecznie wpływają na rozwój więzadeł i gibkość stawów stopy, ale powodują zmiany hipertroficzne w obrębie narządu ruchu, przekształcają proporcje stopy i wpływają na wielkość zakresów ruchomości w stawie skokowo-goleniowym. Guggenheim zajmuje się analizą ćwiczeń w pointach i ich wpływie na ukształtowanie i urazy stopy oraz komfortu pracy tancerza [9]. Autorka wymienia pięć medycznych wskazówek (przeciwwskazań) do stosowania point wśród dzieci. Okazuje się, że wielu pedagogów tańca podejmuje decyzję o wprowadzeniu do ćwiczeń point zbyt szybko. Taka decyzja wpływa na podatność stawu skokowego na urazy i rzutuje na całe życie zawodowe tancerza.

Bennell i współaut., na tle grupy kontrolnej, badali zmianę siły: zginaczy, rotatorów i przywodzicieli-odwodzicieli w stawach biodrowych u 8-11 letnich baletnic w rocznym cyklu zajęć [1]. Stwierdzili szybszy wzrost siły u tancerek. Thomas oraz współaut. porównywali statyczne i dynamiczne charakterystyki momentów sił oraz sił zginaczy podeszwowych stóp, tancerek klasycznych, tancerek flamenco i kobiet tańczących taniec ludowy [16]. Wyniki badań odnieśli do grupy kontrolnej, którą stanowiły kobiety „nie tańczące”. Wartości sił i momentów sił otrzymane w wyniku badań wszystkich grup wskazują na to, że osoby uprawiające taniec dysponują statystycznie znacząco większą siłą mięśniową przebadanych partii mięśniowych niż osoby nie tańczące.

Wielu naukowców analizuje dynamikę tańca. Okazuje się, że większość ekspresyjnych zadań ruchowych tancerzy polega na skokach, które szczególnie w fazach lądowania generują duże przeciążenia dynamiczne, mogące dochodzić nawet do 9.4 BW! Oczywiście mogą być one przyczyną wielu przykrych urazów a niekiedy trwałych kontuzji [6]. Badania Picon i współautorów, nad siłami reakcji podłoża wykazały równie wysokie wartości składowej pionowej jak we wcześniej wymienionej pracy [14]. Analizując trzy elementy tańca klasycznego: „Grand jeté”, „Sauté z pierwszej pozycji” i „Sauté z pozycji piątej”, wykonane przez tancerkę o masie 54 kg, naukowcy zarejestrowali, przy użyciu podobnej metody jak w pracy Dworaka i współaut. [6] odpowiednio: 4,52 BW, 5,26 BW i 4,60BW.

Wydaje się, że w świetle takich wymagań stawianych narządowi ruchu jak: wielogodzinne powtarzanie elementów choreograficznych, taniec w pointach, specyficzna a zarazem fundamentalna dla tańca klasycznego pozycja „turnout”, polegająca na ekstremalnej zewnętrznej rotacji biodra, z której wykonuje się większość kroków i ewolucji tanecznych w połączeniu z nagłymi ruchami nogi we wszystkich kierunkach, a przede wszystkim skokami i przeskokami, przy których generowane są siły reakcji podłoża przekraczające kilkakrotnie BW, tancerki klasyczne powinny reprezentować wysoki poziom siły mięśniowej, a szczególnie kończyn dolnych.

Niniejsza praca jest częścią obszernego projektu badawczego realizowanego jako grant promotorski MNiSZW, a dotyczącego biomechanicznego profilu tancerzy zawodowych oraz przeciążeń ich narządu ruchu.

Celem pracy jest identyfikacja poziomu siły i mocy kończyn dolnych tancerek zawodowych baletu klasycznego.

Cele szczegółowe ukierunkowane są na następujące zagadnienia:

- a. określenie poziomu i topografii momentów sił mięśniowych generowanych przez: prostowniki i zginacze stawów biodrowych- kolanowych- skokowych górnych, zginacze palucha, odwodziciele i przywodziciele stawów biodrowych;
- b. określenie stopnia asymetrii badanych sił i momentów sił lewej i prawej kończyny dolnej;
- c. określenie poziomu skoczności i mocy kończyn dolnych;
- d. określenia związku pomiędzy parametrami wyskoku osiągniętego a poziomem siły mięśniowej kończyn dolnych.

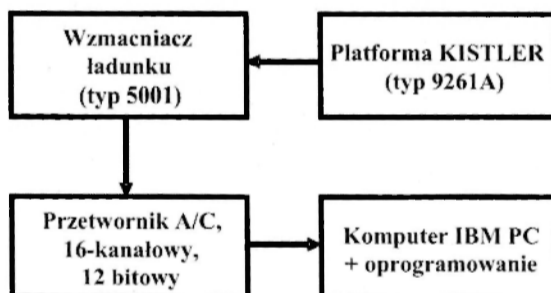
2. MATERIAŁ I METODY BADAŃ

Materiałem badawczym była grupa 14 kobiet, zawodowo uprawiających taniec klasyczny-artystek Teatru Wielkiego w Poznaniu.

Grupę porównawczą stanowiło 38 studentek kierunku fizjoterapii Akademii Medycznej w Poznaniu o umiarkowanej aktywności rekreacyjnej. Na realizację badań autorzy uzyskali zgodę Terenowej Komisji Bioetycznej afiliowanej przy AM w Poznaniu, natomiast każda z badanych osób wyraziła pisemną zgodę na udział w pomiarach.

Siły i momenty sił mięśniowych badano według standardowego protokołu, w warunkach statyki, na specjalnych stanowiskach pomiarowych wyposażonych w przetworniki tensometryczne. Zastosowane metody opisano szczegółowo w pracy Dworaka i współaut. [8].

Test mocy i skoczności kończyn dolnych przeprowadzono za pomocą standardowego skoku osiągniętego na platformie piezoelektrycznej typu Kistler. Badane kobiety wykonały 6 pojedynczych skoków (3 bez zamachu i 3 z zamachem kończyn górnych). Czas przerwy pomiędzy kolejnymi wyskokami wynosił 3 min. Celem badanych było osiągnięcie maksymalnej wysokości wyskoku. Wartości mocy mechanicznej, uniesienia środka masy oraz głębokości przysiadu obliczano wykorzystując przebieg składowej pionowej siły reakcji podłoża. Oceniano wartość mocy maksymalnej uzyskanej podczas fazy odbicia kończyn dolnych od platformy. Metodę zilustrowano na rys. 2.



Rys. 2. Schemat blokowy układu pomiarowego wykorzystanego do badań sił reakcji podłoża

W analizie wyników zastosowano statystykę opisową, natomiast istotność statystyczną różnic oceniano na podstawie testu U Manna-Whitneya i Wilcoxon. Obliczono wartości współczynników korelacji Persony pomiędzy parametrami wysokości osiągniętego z zamachem (H, Pmax, Pmax/m, L) i momentami sił mięśniowych badanych stawów kończyn dolnych (MPK, MZK, MPB, MZB, MZPS, ΣMKD) tancerek.

Pomiary wykonano w laboratorium Zakładu Biomechaniki AWF w Poznaniu

3. WYNIKI

Wyniki pomiarów antropometrycznych, badań momentów sił, sił oraz wyniki testu skoczności i mocy kończyn dolnych i tułowia tancerek klasycznych i grupy porównawczej, umieszczono odpowiednio w tabelach 1, 2, 3 i 4. W tabeli 5 umieszczono wyniki współczynników korelacji Persony dla parametrów wysokości osiągniętego z momentami sił mięśniowych kończyn dolnych.

Tab.1. Dane antropometryczne badanych tancerek i studentek

PARAMETRY	TANCERKI			STUDENTKI		
	AV	SD	V[%]	AV	SD	V[%]
WIEK [lata]	23,6	3,7	15,7	21,1	0,6	2,8
MASA CIAŁA [kg]	53,6	5,1	9,5	57,5	7,2	12,5
WYSOKOŚĆ CIAŁA [cm]	170,5	5,1	2,3	167,9	5,5	3,3
BMI [kg·m ⁻²]	18,4	1,0	5,4	20,4	2,0	9,8

Gdzie: AV – wartość średnia, SD – odchylenie standardowe, V – współczynnik zmienności

Tancerki były o około 10% starsze (różnica istotna) od studentek z grupy kontrolnej (test U Manna-Whitneya, $p < 0,05$). Różniły się też znacząco wartością wskaźnika BMI.

W wyniku analizy średnich wartości bezwzględnych i względnych momentów sił wybranych zespołów mięśniowych kończyn dolnych spostrzeżono, że:

- wartość ΣM kończyn dolnych tancerek w porównaniu z grupą kontrolną była większa o około 9 i 16%;
- dla średnich wartości względnych, różnice istotne statystycznie obserwuje się dla następujących zespołów mięśniowych: zginaczy i prostowników biodra (P i L), odwodzicieli biodra (P i L), zginaczy stawu kolanowego kończyny lewej, prostowników stawu kolanowego (P i L) i zginaczy grzbietowych stopy (P i L);
- dla średnich wartości bezwzględnych momentów sił mięśniowych kończyn dolnych zauważa się znaczącą statystycznie różnicę dla prostowników stawu biodrowego (P i L), odwodzicieli stawu biodrowego prawego i zginaczy grzbietowych stopy prawej.

Tab. 2. Średnie wartości bezwzględne i względne momentów sił wybranych zespołów mięśniowych kończyn dolnych, tancerek klasycznych i studentek

PARAMETRY			Średnie wartości bezwzględne [Nm]		Średnie wartości względne [Nm/kg]	
			Tancerki	G. Kontrolna	Tancerki	G. Kontrolna
KOŃCZYNA DOLNA	MZB	L	134.6±26.7	122.4±26.8	2.50±0.38	2.13±0.37
		P	136.6±27.7	126.3±21.5	2.56±0.49	2.20±0.29
	MPB	L	132.5±27.6	105.2±26.3	2.47±0.43	1.83±0.39
		P	137.5±26.8	107.4±23.0	2.57±0.48	1.87±0.34
	MPrzB	L	86.9±14.8	84.6±17.6	1.64±0.32	1.40±0.29
		P	90.7±24.1	96.7±22.7	1.71±0.48	1.60±0.29
	MOdB	L	102.7±26.0	94.7±25.6	1.94±0.53	1.55±0.31
		P	107.8±36.4	81.6±20.1	2.02±0.67	1.36±0.34
	MZK	L	91.2±15.3	86.7±19.9	1.70±0.24	1.51±0.33
		P	99.7±37.1	89.4±20.4	1.86±0.65	1.55±0.30
	MPK	L	160.3±30.7	155.6±31.7	2.98±0.42	2.71±0.45
		P	168.1±27.0	159.9±31.4	3.14±0.40	2.79±0.54
	MZGS	L	40.0±8.9	34.3±11.8	0.74±0.15	0.60±0.19
		P	41.2±9.3	33.4±11.9	0.77±0.15	0.58±0.18
	MZPS	L	177.3±41.9	168.7±38.6	3.32±0.75	2.95±0.62
		P	182.2±40.9	170.6±33.6	3.42±0.79	2.98±0.58
	MZP	L	9.4±2.6	10.7±1.7	0.18±0.05	0.18±0.03
		P	9.8±2.5	11.8±2.8	0.19±0.06	0.19±0.05
SUMA ΣM		-	1908.6±426.2	1739.9±387.4	35.71±7.78	29.98±5.89

Tab. 3. Średnie wartości bezwzględne i względne siły globalnej prostowników kończyny dolnej tancerek i studentek

PARAMETRY		ŚREDNIE WARTOŚCI BEZWZGLĘDNE [N]		ŚREDNIE WARTOŚCI WZGLĘDNE [N/kg]	
		TANCERKI	STUDENTKI	TANCERKI	STUDENTKI
TEA	L	1597,6±367,3	1653,7±351,6	29,91±6,41	28,74±4,97
	P	1774,9±376,8	1635,8±288,5	33,18±6,48	28,51±4,26
SUMA	-	3372,5±744,1	3288,5±640,1	63,09±12,89	57,25±9,23
TES	L	1404,2±319,1	1522,0±323,8	26,25±5,39	26,53±5,20
	P	1429,2±272,2	1448,4±286,1	26,76±4,90	25,30±4,82
SUMA	-	2833,4±591,3	2970,4±609,9	53,01±10,29	51,83±10,02

Analizując wyniki zawarte w tabeli 3 sformułowano następujące spostrzeżenia:

- poziom siły prostowników kończyn dolnych obu badanych grup był bardzo zbliżony,
- tancerki cechuje większa siła mięśni kończyn dolnych (prostowniki KD),
- wyraźnie u tancerek uwidacznia się dominacja kończyny dolnej prawej (test par Wilcozona),
- istnieje znamienne statystycznie różnica dla wartości siły globalnej prostowania kończyny dolnej prawej mierzonej techniką asymetryczną (test U Manna-Whitneya na poziomie $p < 0,05$).

Tab.4. Średnie wartości wysokości uniesienia SM (H), mocy maksymalnej (Pmax), względnej mocy maksymalnej (Pmax/m) i głębokości przysiadu (L) w wyskoku dosiężnym tancerek i studentek

PARAMETRY	WYSKOK DOSIĘŻNY Z ZAMACHEM		WYSKOK DOSIĘŻNY BEZ ZAMACHU	
	TANCERKI	STUDENTKI	TANCERKI	STUDENTKI
H [cm]	33,9±3,4	33,1±4,4	29,8±3,3	29,2±4,0
Pmax [W]	1324,2±249,6	1353,7±289,2	1175,2±245,0	1168,3±281,3
Pmax/m W/kg]	23,5±3,5	23,0±4,9	20,9±3,9	19,9±4,6
L [cm]	22,3±2,9	22,0±3,9	21,0±4,2	20,9±4,1

Na podstawie analizy wyników testu CMJ (counter movement jump) stwierdzono:

- większe wartości wysokości uniesienia OSM dla grupy tancerek,
- pomiędzy grupami badanych nie zaobserwowano istotnych statystycznie różnic dla średnich wartości mocy i skoczności (test U Manna-Whitneya na poziomie $p < 0,05$).

Tab.5. Wartości współczynników korelacji Persony pomiędzy parametrami wyskoku dosiężnego z zamachem (H, Pmax, Pmax/m, L) i momentami sił mięśniowych badanych stawów (MPK, MZK, MPB, MZB, MZPS, ΣMKD) tancerek

	H	Pmax	Pmax/m	L	MPK	MZK	MPB	MZB	MZPS	ΣMKD
H	1,000	0,702*	0,691*	0,287	0,357	0,327	0,460	0,447	0,275	0,499
Pmax	0,631*	1,000	0,877*	-0,261	0,386	0,594*	0,453	0,145	0,307	0,563*
Pmax/m	0,691*	0,877*	1,000	-0,336	0,014	0,498	0,263	0,109	0,278	0,318
L	0,287	-0,261	-0,336	1,000	0,160	-0,334	0,147	0,396	-0,142	0,043

* - wartość współczynnika korelacji istotna statystycznie na poziomie $p < 0,05$.

W niniejszej pracy dokonano porównania związku maksymalnej siły statycznej kończyn dolnych tancerek z parametrami wyskoku dosiężnego (tab. 5). W grupie tancerek korelacje między momentami siły mięśniowej zginaczy stawu kolanowego (MZK) oraz między sumą momentów sił kończyny dolnej (ΣMKD) a wartością mocy maksymalnej (Pmax) były znamienne. Wartości współczynnika korelacji wyniosły odpowiednio 0,594 i 0,563. Poddano korelacji poszczególne parametry skoku dosiężnego. Współzależności pomiędzy wartościami mocy maksymalnej (Pmax) i względnej mocy maksymalnej (Pmax/m) a wyniesieniem środka masy (H) były znamienne; wartości współczynnika korelacji wyniosły odpowiednio 0,702 i 0,691.

4. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Praca tancerza wiąże się z ryzykiem dużych statycznych i dynamicznych obciążeń fizycznych, które są przyczyną licznych kontuzji [10,15]. Z tego punktu widzenia, kandydaci na artystów powinni cechować się dobrym zdrowiem i sprawnością fizyczną organizmu, której składową jest poziom siły mięśniowej. Szczególnie ważne w profesji tancerza kończyny dolne, najbardziej narażone na kontuzje i urazy, muszą charakteryzować się nieprzeciętną siłą mięśniową.

Wyniki niniejszej pracy zweryfikowały poziom siły mięśniowej, skoczności i mocy kończyn dolnych grupy tancerek zawodowych na tle studentek fizjoterapii. Poza nielicznymi wyjątkami, mięśnie kończyn dolnych badanych tancerek były silniejsze od grupy

Biomechaniczna charakterystyka siły i mocy zespołów mięśniowych kończyn dolnych... 27
porównawczej, jednak nie zawsze znamienne statystycznie. Test mocy i skoczności wypadł także na korzyść tancerek, różnice nie są jednak znamienne statystycznie.

Nie ma wątpliwości, że specyficzny trening, który zaczyna się w 10 roku życia, ma wpływ na topografię i poziom siły mięśniowej organizmu oraz parametry skoku dosiężnego.

Niespodziewanie dla badaczy, grupa porównawcza osiągnęła większą wartość momentów siły mięśniowej zginaczy palucha. Wydawałoby się, że tancerki, które od 10 roku życia tańczą w pointach (patrz wstęp) powinny wykazywać większą od przeciętnej siłę mięśniową zginaczy palucha.

Niniejsza praca jest tylko rezultatem części badań dużego projektu. Całościowe wyniki badań z tego projektu będą wkrótce przedyskutowane ze środowiskiem tancerzy i pedagogów tańca, już na poziomie szkół baletowych. Przypuszcza się, że przekazana wiedza o skali obciążeń-przeciążeń narządu ruchu tancerzy przyczyni się do zmiany programu zajęć prowadzonych w szkołach baletowych i profesjonalnych grupach.

LITERATURA

- [1] Bennell K; Khan K; Matthews B; Singleton C.: Changes in hip and ankle range of motion and hip muscle strength in 8-11 year old novice female ballet dancers and controls: a 12 month follow up, *British Journal of Sports Medicine*, 35(1), 54-59, 2001.
- [2] Bennell K., Khan K. M., Matthews B., De-Gruyter M., Cook E., Holzer K.: Hip and ankle range of motion and hip muscle strength in young novice female ballet dancers and controls, *British Journal of Sports Medicine*, 33(5), 340-346. 1999.
- [3] Buday: A biomechanical analysis of the demi plie and grand plie Microform Publications, College of Human Development and Performance, University of Oregon, 1 microfiche, 1990.
- [4] Cunningham B.: A Comparative Mechanical Analysis of the Pointe Show Toe Box *American journal of sports medicine*, 26(4), 555-561, 1998.
- [5] DeMann L.: Sacroiliac dysfunction in dancers with low back pain; *Manual Therapy*, 2(1), 2-10, 1997.
- [6] Dworak L., Gorwa J., Kmieciak K., Mączyński J.: A study characterizing dynamic overloads of professional dancers. Biomechanical approach, *Acta of Bioengineering and Biomechanics t. 7 nr 1*, 77-84, 2005.
- [7] Dworak L., Gorwa J., Kabaciński J., Mączyński J., Murawa M.: Structure of muscle strenght among professional classical female dancers W: *Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports.*, Salzburg-Austria T.2, 14 – 18, 2006.
- [8] Dworak L., Piekarski P.: Metrologiczne aspekty badań biomechanicznych na przykładzie miernictwa siły dynamometrią tensometryczną DNMT. *Roczn. Nauk. AWF Poznań*, 1991 r. wyd. 1992.
- [9] Guggenheim C.: A Survey of Elite Professional balet Schools Regarding the Initiation of Pointe Work In Children. *Medical Problems of Performing Artists*, 15-17, 1994.
- [10] Howse J. *Dance Technique & Injury Prevention*, 2000.
- [11] Kushner S; Saboe L; Reid D; Penrose T.: Relationship of turnout to hip abduction in professional ballet dancers. *American Journal of Sports Medicine*, 18(3), 286-291, 1990.
- [12] Leanderson J; Eriksson E; Nilsson C.: Proprioception in classical ballet dancers: a prospective study of the influence of an ankle sprain on proprioception in the ankle joint, *American Journal of Sports Medicine*, 24(5), 370-374, 1996.
- [13] Malitowska A.: Wybrane parametry oraz ruchomość stóp uczennic Gdańskiej Szkoły Baletowej. *Wychowanie Fizyczne i Sport*, vol .4,19- 26, 1982.

- [14] Picon A., Lobo da Costa P., De Sousa F., De Sacco I., Amadio A.: Biomechanical approach to balet movements: a preliminary study ISBS /Hong Kong, 472-475, 2000.
- [15] Świdorska K.: Zdrowie tancerzy, Akademia Muzyczna Warszawa, W-wa 1995.
- [16] Thomas K., Percell A.: Functional characteristics of the plantar flexors in ballet dancers, folk dancers and non- dancer populations. Journal of Dance Medicine Science, vol. 8. 3, 73- 77, 2004.

BIOMECHANICAL PROFILE OF STRENGTH AND POWER OF THE LOWER EXTREMITIES MUSCLE COMPLEX IN THE PROFESSIONAL FEMALE BALLET DANCERS

Summary. The bodies of dancers are their instruments and their medias which they use for communication with the audience. There's no doubts that lower extremities are extremely important for this kind of profession but also often exposed for various mechanics of injuries. The subject for the experiment was a group of women – professional classic ballet dancers. The level of muscle torque (for such a muscle complexes like: extensors and flexors of hip joints, knee joints and upper ankle joints, big toe flexors, abductors and adductors of the hip joints) was evaluated using tensometric dynamometry. The CMJ was performed on the Kistler piezoelectric platform. All received data was statistically analyzed.

Praca finansowana z projektu badawczego Grant Promotorski MNiSZW Nr 2P05D04028

Marek GZIK, Dagmara TEJSZERSKA, Wojciech WOLAŃSKI, Paweł POTKOWA
Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska w Gliwicach

MODELOWANIE OBCIĄŻEŃ KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO CZŁOWIEKA W SYTUACJI UDERZENIA PIŁKĄ W GŁOWĘ

Streszczenie: W artykule przedstawiono badania, których celem była analiza obciążeń wewnętrznych struktur kręgosłupa szyjnego w sytuacji uderzenia piłką o różnej masie w głowę. Do celów analizy sformułowano model człowieka uwzględniając: głowę, kręgosłup szyjny, tułów oraz mięśnie. Model sformułowano w systemie WorkingModel2D, ocenę zagrożeń urazami przeprowadzono w oparciu o jakościową analizę otrzymanych wyników.

1. WSTĘP

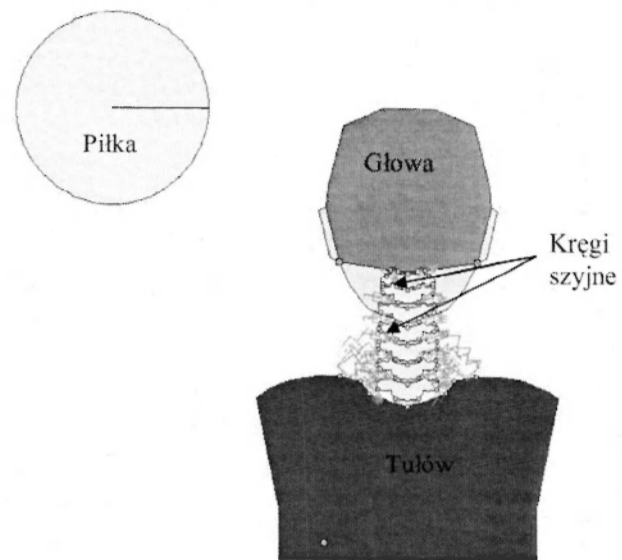
Urazy kręgosłupa szyjnego o poważnych konsekwencjach dla zdrowia osób poszkodowanych najczęściej są spowodowane wypadkami komunikacyjnymi. Drugą równie liczną grupę stanowią upadki z wysokości, do których również zaliczyć można skoki do płytkiej wody. Wypadki sportowe, choć konsekwencje mniej dotkliwe stanowią również liczną reprezentację. Kręgosłup szyjny jest odcinkiem ze względu na swoje usytuowanie najmniej chronionym i najbardziej narażonym na urazy. Uszkodzenia na wysokości kręgów szyjnych, jeżeli łączą się z urazem rdzenia kręgowego często skutkują tetraplegią (porażeniem funkcji kończyn górnych i dolnych), a w wielu przypadkach śmiercią [2].

W pracy podjęto się próby identyfikacji obciążeń wewnętrznych kręgosłupa w sytuacji uderzenia głowy piłką. Ruch głowy, jej obciążenie za sprawą stawu szczytowo potylicznego jest transmitowany na kręgosłup szyjny. Analizie poddano przypadek uderzenia z boku wymuszającego ruch w płaszczyźnie czołowej.

2. ZAŁOŻENIA PRZYJĘTE W PROCESIE MODELOWANIA

W celu wykonania analizy numerycznej oddziaływań pomiędzy kręgami, powstał dwuwymiarowy model człowieka. Model uwzględnia istotne dla biomechaniki elementy układu szkieletowo mięśniowego, pomija natomiast wpływ układu krwionośnego, pokarmowego, oddechowego oraz skóry. Model (rys.1) sformułowano w oparciu o następujące założenia [1]:

- głowa, kręgi, tułów traktowane są jako bryły sztywne, połączone przegubowo oraz elementami sprężysto - tłumiaczymi (równoległe połączenie liniowej sprężyny oraz liniowego elementu tłumiącego), odzwierciedlającymi naturalne połączenia.
- model uwzględnia sąsiadujące tkanki miękkie,
- oddziaływanie tkanek miękkich odwzorowane jest przez elementy sprężysto - tłumiące,
- analizie poddano ruch górnych części ciała człowieka w płaszczyźnie czołowej,
- tułów traktowano, jako nieruchomą podstawę.



Rys. 1. Model do analizy obciążeń kręgosłupa szyjnego

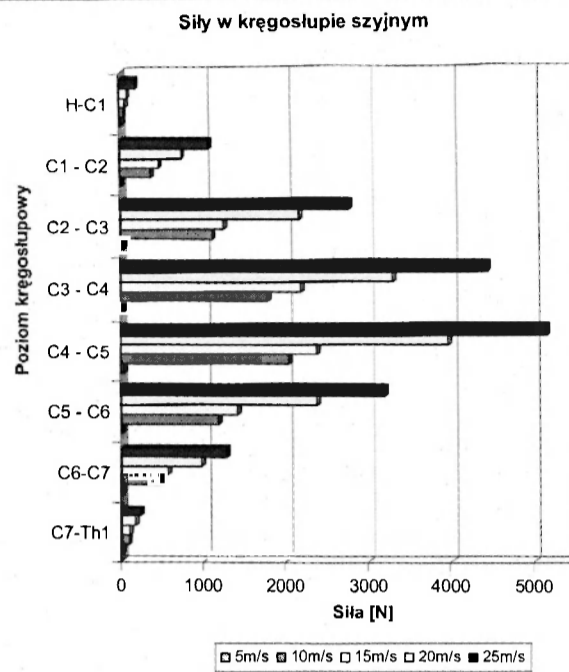
Przyjęte masy elementów modelu oraz momenty bezwładności zestawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Parametry poszczególnych brył sztywnych [1]

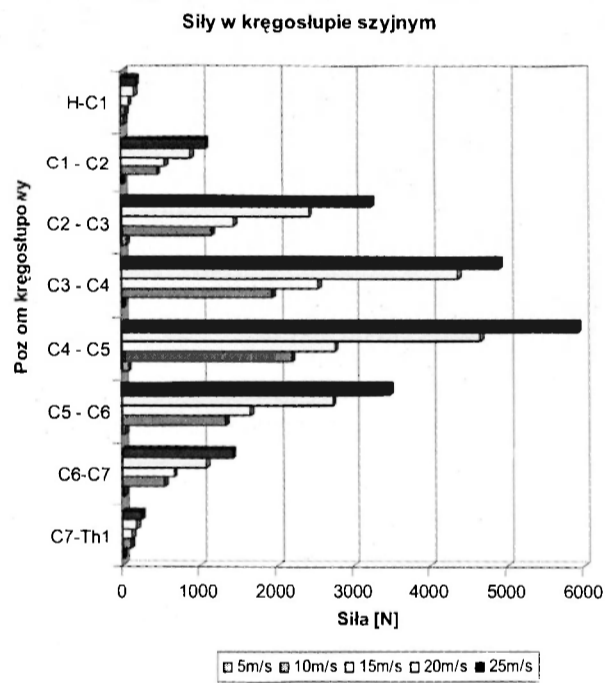
	Masa [kg]	I_z [g*mm ²]
Głowa	5	25 *10 ⁶
C1	0,013	8093,4
C2	0,021	3436,8
C3	0,025	3222,45
C4	0,027	3990
C5	0,035	4940,25
C6	0,041	5626,95
C7	0,049	8143,8

3. SYMULACJE NUMERYCZNE

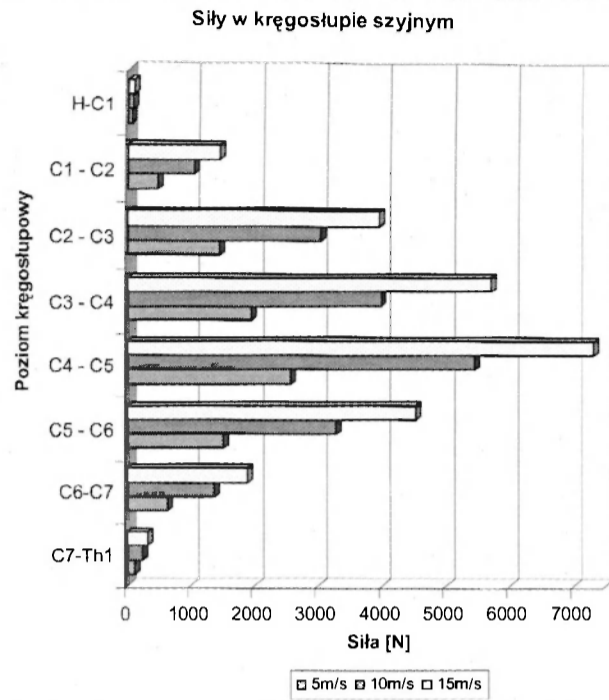
Symulacje numeryczne przeprowadzono w celu określenia wewnętrznych oddziaływań w kręgosłupie szyjnym, jakie pojawiają się na skutek uderzenia w głowę piłkami różnych dyscyplin przy różnych prędkościach. Przyjęto następujące masy piłek: 0,27kg siatkowa, 0,43kg nożna oraz 3kg piłka lekarska. Model umożliwia analizę oddziaływań wewnętrznych sił dynamicznych, jakie się pojawiają w elementach połączenia kręgów szyjnych przy uderzeniu piłkami różną prędkością.



Rys. 2. Maksymalne wartości sił działające na kręgosłup podczas uderzenia głowy piłką siatkową (przy różnych prędkościach piłki w chwili uderzenia)

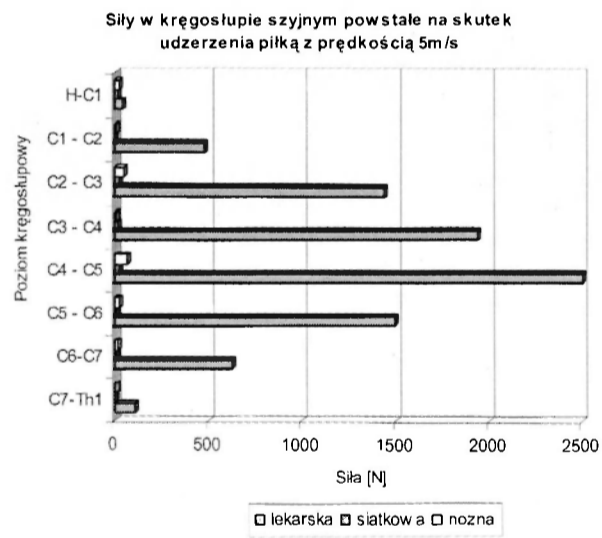


Rys. 3. Maksymalne wartości sił działające na kręgosłup podczas uderzenia głowy piłką nożną (przy różnych prędkościach piłki w chwili uderzenia)

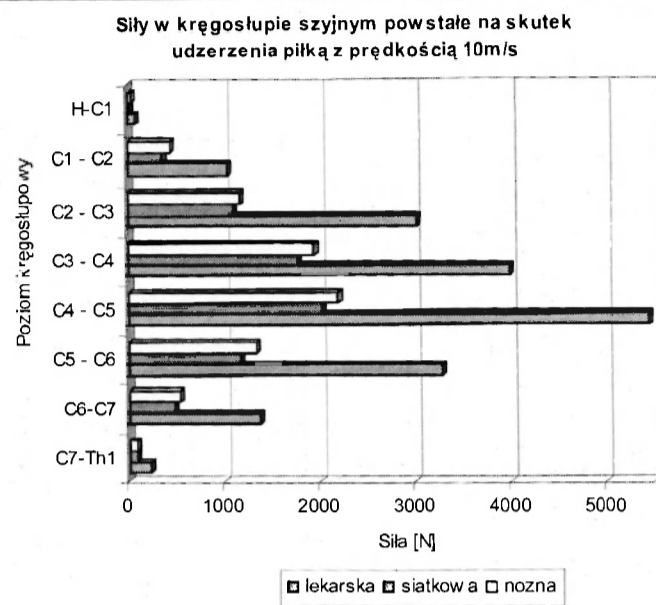


Rys. 4. Maksymalne wartości sił działające na kręgosłup podczas uderzenia głowy piłką lekarską (przy różnych prędkościach piłki w chwili uderzenia)

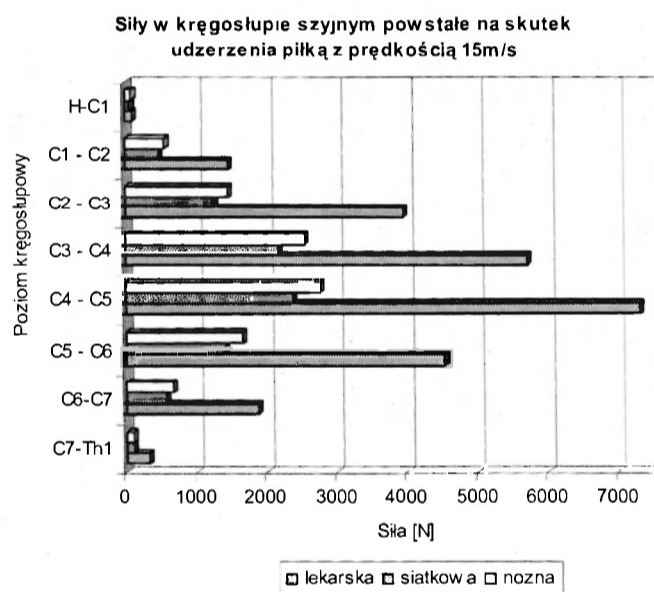
Na kolejnych wykresach przedstawiono analizę porównawczą oddziaływań w kręgosłupie podczas uderzenia różnymi piłkami.



Rys. 5. Maksymalne wartości sił działające na kręgosłup podczas uderzenia różnymi piłkami przy prędkości 5 m/s

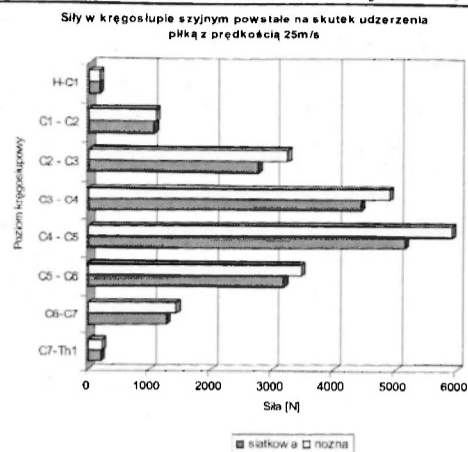


Rys. 5. Maksymalne wartości sił działające na kręgosłup podczas uderzenia różnymi piłkami przy prędkości 10 m/s



Rys. 6. Maksymalne wartości sił działające na kręgosłup podczas uderzenia różnymi piłkami przy prędkości 15 m/s

Na wykresach przedstawiono maksymalne wartości sił z przebiegów dynamicznych, występujące w chwili ekstremalnego wychylenia głowy.



Rys. 7. Maksymalne wartości sił działające na kręgosłup podczas uderzenia piłką siatkową oraz nożną przy prędkości 25 m/s

4. PODSUMOWANIE

W pracy przedstawiono płaski dynamiczny model człowieka, który został wykorzystany do analizy zachowania elementów budowy anatomicznej, jak również do analizy sił dynamicznych w elementach łączących kręgi w sytuacji uderzenia piłką w głowę. Otrzymane wyniki należy traktować jako wartości jakościowe. Weryfikację modelu przeprowadzono w oparciu o ruch głowy, który w modelu odpowiadał rzeczywistemu ruchowi głowy w płaszczyźnie czołowej. Otrzymane wyniki wskazują środkową część odcinka szyjnego za najbardziej narażoną na urazy. Istotne dla możliwości wystąpienia urazów są prędkości piłki w chwili uderzenia. Przy małych prędkościach jedynie piłka lekarska (masa 3kg) wywołuje niebezpieczne siły w kręgosłupie. Po przekroczeniu 15m/s siły wywołane uderzeniem piłek siatkowej oraz nożnej również mogą spowodować poważne w skutkach urazy.

Badania są realizowane w ramach projektu nr. 4 T07B 01730 finansowanego przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego

LITERATURA

- [1] Gzik M.: Modelowanie i symulacja odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka, Rozprawa doktorska, Gliwice 2000.
- [2] Kiwerski J.: Urazy kręgosłupa odcinka szyjnego i ich następstwa, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1993.

HUMAN CERVICAL SPINE LOAD MODELLING DURING HEAD IMPACT BY BALL

Summary: Modeling researches concerning analysis of human cervical spine loading during head impact by different types of ball are presented in this paper. In order to obtain human cervical spine response two dimensional dynamical model of upper human parts was created using Working Model 2D.

Bożena GZIK-ZROSKA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska w Gliwicach

MODELOWANIE LEJKOWATEJ KLATKI PIERSIOWEJ CZŁOWIEKA

Streszczenie. W artykule przedstawiono badania, których celem była analiza stanu naprężeń lejkowatej klatki piersiowej. Do celów analizy sformułowano model uwzględniający: żebra, mostek, elementy chrzęstne klatki piersiowej, kręgi oraz krążki międzykręgowe. Model został sformułowany w programie Ansys.

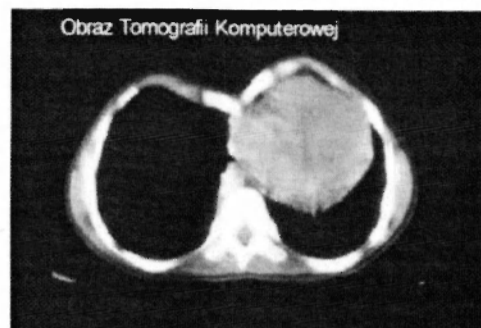
1. WSTĘP

Zdrowie i pełna sprawność to najważniejsza wartość dla każdego człowieka. W dzisiejszych czasach dzieci i młodzież żyją w świecie, w którym w wyniku szybkiego postępu techniki w znaczny sposób została ograniczona aktywność ruchowa młodego organizmu. Siedzący tryb życia, zbyt długie przebywanie w ławce szkolnej, siedzenie przed komputerem czy telewizorem, brak ruchu prowadzą do powstawania nieprawidłowych zmian w aparacie ruchowym, w wyniku czego dochodzi do wady postawy ciała.

Do zmian w postawie ciała zaliczamy lejkowatą klatkę piersiową. Jej cechą charakterystyczną jest lejkowate zapadnięcie dolnej części mostka i przylegających odcinków żeber. W związku z osłabieniem mięśni grzbietu klatka piersiowa ulega spłaszczeniu, barki wysunięte są w przód a mięśnie brzucha zwiotczały. Oddychanie jest upośledzone [1, 2, 3, 4, 5]. W pracy podjęto próbę sformułowania modelu lejkowatej klatki piersiowej człowieka oraz przeprowadzenie analizy stanu naprężeń i odkształceń po korekcji deformacji metodą Nussa.

2. ZAŁOŻENIA PRZYJĘTE W PROCESIE MODELOWANIA

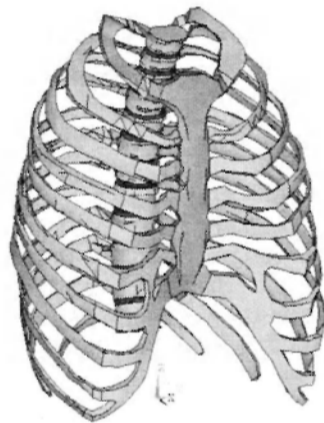
W celu wykonania analizy numerycznej oddziaływania płytki implantacyjnej na kość, powstał w programie ANSYS przestrzenny model lejkowatej klatki piersiowej człowieka. Geometrię sformułowano w oparciu o zdjęcia tomografii komputerowej klatki konkretnego przypadku klinicznego (rys. 1). Model uwzględnia istotne dla biomechaniki elementy układu szkieletowego, pomija natomiast wpływ układu mięśniowego, krwionośnego, pokarmowego, oddechowego oraz skóry.



Rys.1.Obraz tomografii komputerowej lejkowatej klatki piersiowej

Model (rys.2)sformułowano w oparciu o następujących założenia [1]:

- kręgi, żebra, mostek traktuje się jako ciała jednorodne o własnościach izotropowych odzwierciedlających rzeczywistą geometrię,
- model uwzględnia dyski, stawy międzykręgowe oraz stawy łączące żebra z kręgami o charakterystyce materiału liniowo – sprężystej odpowiadającej uśrednionej wartości odpowiednich tkanek biologicznych,
- płyta stabilizująca została połączona z żebrami poprzez wspólne węzły,
- pominięto ciśnienie panującego wewnątrz klatki piersiowej oraz wpływ organów wewnętrznych,
- warunki brzegowe przyjęto zgodnie z warunkami badań doświadczalnych,
- dobór optymalnego kształtu płytki stabilizującej przeprowadzono dla jednego przypadku klinicznego.

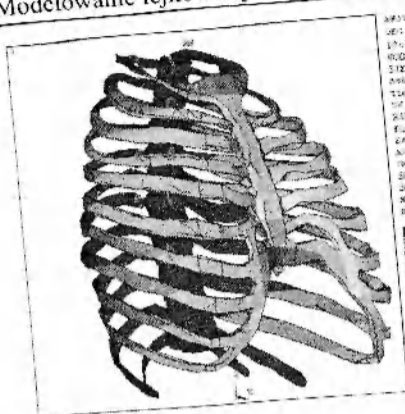


Rys. 2. Model lejkowatej klatki piersiowej

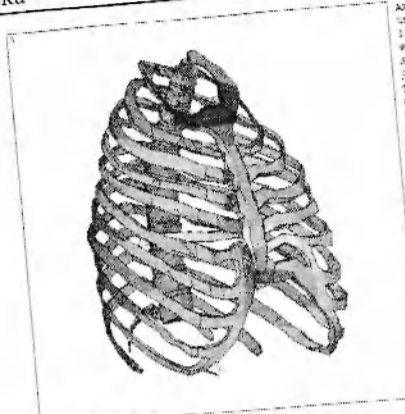
3. SYMULACJE NUMERYCZNE

Symulacje numeryczne przeprowadzono w celu określenia siły jaką trzeba zadziałać na lejkowatą klatkę piersiową aby dokonać korekcji wady oraz w celu zbadania naprężeń i odkształceń, jakie pojawiają się na skutek wprowadzenia płyty implantacyjnej.

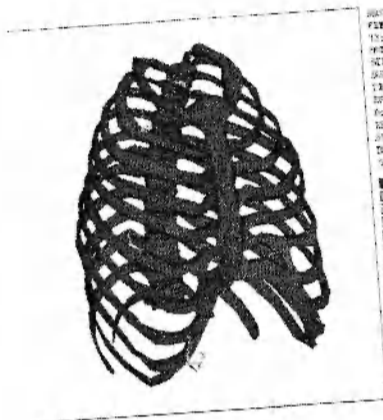
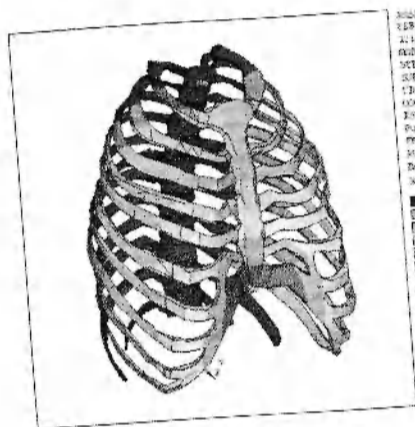
Modelowanie lejkowatej klatki piersiowej człowieka



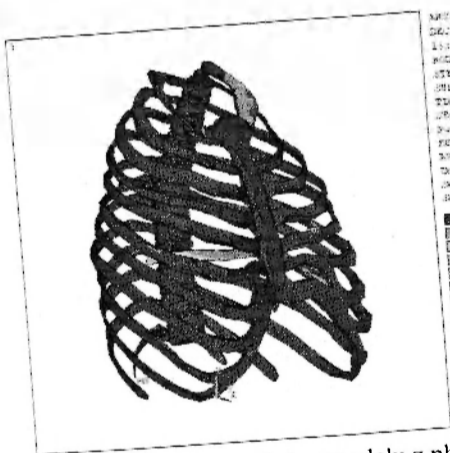
Rys. 4. Model klatki piersiowej przed stabilizacją



Rys. 4. Model klatki piersiowej po stabilizacji



Rys. 5. Wielkości przemieszczeń i odkształceń w modelu lejkowatej klatki piersiowej



Rys. 6 Wielkość naprężeń w modelu z płytą stabilizującą

4. PODSUMOWANIE

W pracy przedstawiono przestrzenny model lejkowej klatki piersiowej człowieka, na podstawie którego wyznaczono wartości sił oddziaływujących na płytkę wykorzystywaną do korekcji wad klatki piersiowej. Otrzymane wyniki posłużą do optymalizacji wymiarów geometrycznych implantu, która zostanie przeprowadzona na podstawie parametrycznego modelu płytki stabilizującej umożliwiającego szybką zmianę geometrii oraz parametrów materiałowych. Opracowany model klatki piersiowej może również posłużyć do analizy naprężeń i odkształceń jakie mogą się pojawić w żebrach i mostku w trakcie implantacji.

LITERATURA

- [1] Correia de Matos, Bernardo E. J., Fernandes E. J (1997) Surgery of chest wall deformities. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, 12.
- [2] Gzik-Zroska Bożena.: Biomechaniczne aspekty modelowania klatki piersiowej człowieka, *Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej*, tom 27, str. 62-65. Gliwice 2005.
- [3] Jacobs P. J., Quintessenze J. A., Morell V. O., Botero L. M., van Gelder H. M., Tchervenkov C. I., (2002) Minimally invasive endoscopic repair of pectus excavatum. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery* 21.
- [4] Kacprzak G., Kołodziej J.: Klatka piersiowa lejkowata – patomorfologia, objawy, diagnostyka, wskazania do operacji *Polski Przegląd Chirurgiczny* 2005, 77, 1, 82-91.
- [5] Rzechonek A., Kołodziej J.: Leczenie lejkowej klatki piersiowej sposobem Nussa – porównanie z metodą Ravitcha *Family Medicine Primary Care Review* 2005, 7, 2: 144-148.

MODELLING OF HUMAN'S FUNNEL CHEST

Summary. In this paper researcher concern analysis of stress of funnel chest are presented. For this purpose was created model, taking into considerations: ribs, sternum, cartilage connections, vertebrae and intervertebral discs. The model is formulated in Ansys program.

Maciej HAJDUGA, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała

Aldona KALUKIN, Akademia Techniczno-Humanistyczna / Laboratorium Protetyczne,
Bielsko-Biała / Sędziszów Małopolski

Bolesław KALUKIN, Akademia Techniczno-Humanistyczna / Laboratorium Protetyczne,
Bielsko-Biała / Sędziszów Małopolski

ODPORNOŚĆ KOROZYJNA STOPÓW METALICZNYCH NA BAZIE KOBALTU W OBECNOŚCI PŁYNU USTROJOWEGO

Streszczenie. Lokalizacja w organizmie ludzkim metali i ich stopów, może wiązać się z inicjacją zjawisk korozyjnych. W przypadku konieczności zastosowania różnych materiałów metalicznych, ich skład chemiczny powinien być zbliżony.

Z uwagi na fakt, iż materiały metaliczne są poddawane przeróbce termicznej – odlewaniu, potencjały generowane pomiędzy nimi mogą się zmieniać.

Celem pracy jest określenie sposobu doboru stopów protetycznych, minimalizującego możliwość wystąpienia zjawisk korozyjnych.

Zakres pracy obejmuje przeprowadzenie badań:

- pomiary SEM materiałów w stanie dostawy oraz odlewów
- badania metalograficzne materiałów po przeprowadzeniu pomiarów SEM

I. WSTĘP

Korozja jest reakcją chemiczną pomiędzy metalami a, ich otoczeniem, w wyniku której powstają nowe związki tych metali. Jest to zjawisko niepożądane, mogące zniszczyć strukturę i estetykę stopu jak również doprowadzić do osłabienia całości konstrukcji. Jedną z jej typów występujący w jamie ustnej to korozja wodna. Jest to zjawisko elektrochemiczne [1].

W środowisku jamy ustnej występować może w przypadku zastosowania metalicznych uzupełnień protetycznych, które stanowią elektrody, zaś ślina elektrolit. Zawarte w ślinie węglany, kwasy węglowe, fosforany i chlorki oraz enzymy orientują jej pH w kierunku słabo kwasowego. Pod wpływem procesów fermentacji odczyn kwaśny rośnie, co sprzyja reakcji korozyjnej, a nowe porcje śliny stale odświeżają elektrolit. Sytuacja technologiczna, która wymusza zastosowanie różnych stopów jest wysoce niekorzystna. Chcą zminimalizować szkodliwy wpływ takiego układu powinno się stosować tworzywa metaliczne o zbliżonym składzie chemicznym [2, 3].

W pracy przedstawiono wyniki badań, dotyczące zestawienia dwóch stopów protetycznych, z których jeden przeznaczony jest do wykonawstwa protez śluzówkowo-ozębnowych z metaliczną konstrukcją klamer i łączników (szkieletowych), a drugi do sporządzania podbudów koron i mostów.

2. BADANIA WŁASNE

Materiały przeznaczone do badań wyprodukowane zostały przez firmę SHERA. Ich skład chemiczny i cechy użytkowe zestawiono w tabelicy 1 [4].

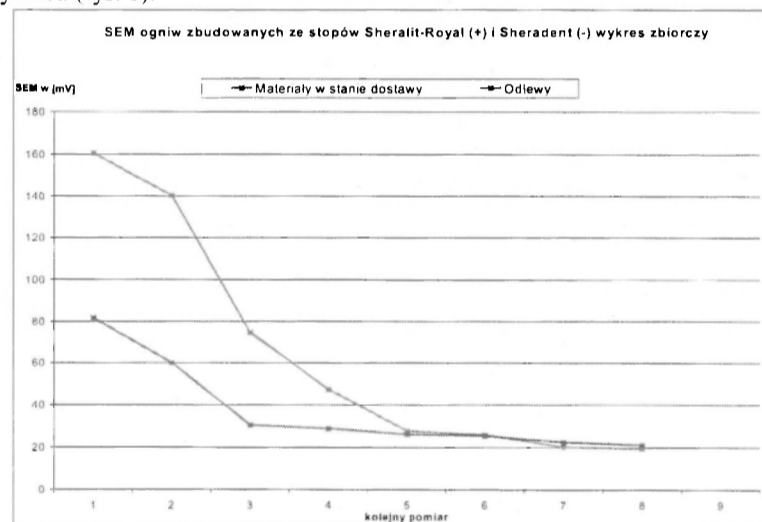
Tablica 1. Nazwy, cechy użytkowe i skład chemiczny materiałów użytych do badań

Nazwa stopu protetycznego	Przeznaczenie technologiczne	Skład chemiczny w wagowych %
Sheralit-Royal	Protezy "szkieletowe"	Co - 64-66, Cr - 28-29, Mo - 6, Mn - 0,4, C - 0,5, Si - 0,3-0,7
Sheradent	Korony i mosty protetyczne	Co - 67, Cr - 21, Mo - 6, W - 6

W planowanym leczeniu protetycznym może zająć konieczność odbudowania koron pojedynczych zębów uzupełnieniem stałym, a większych braków z zastosowaniem tzw. protez szkieletowych. Charakter technologiczny produkcji takich uzupełnień wymaga odpowiedniego doboru materiałów pod względem funkcji pełnionej w jamie ustnej i związanych z nią czynników mechanicznych. Stąd brak możliwości zastosowania jednego stopu. Poddano więc pomiarowi ogniwo galwaniczne zbudowane z ww. materiałów zanurzonych we wspólnym elektrolicie, który stanowił płyn wieloelektrolitowy. Dobór środowiska podyktowany był przeznaczeniem płynu do wlewów dożylnych, czyli stanowiącego naturalne środowisko organizmu ludzkiego. Przygotowano dwa zestawy badawcze:

1. Sheralit-Royal + Sheradent – materiały w stanie dostawy
2. Sheralit-Royal + Sheradent – odlewy uzyskane metodą odśrodkową.

Każdy z nich przetrzymywano w elektrolicie o ustabilizowanej temperaturze w zakresie $38\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2$ przez okres 24 godziny z ciągłym pomiarem napięcia prądu. Wyniki zestawiono w formie wykresu (rys. 1).



Rys. 1. Zestawienie pomiarów SEM badanych stopów protetycznych

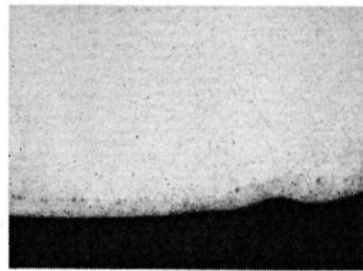
Zestawiając ogniwa zawsze działano według klucza, iż Sheralit-Royal podłączano do dodatniego gniazda miernika, a Sheradent do ujemnego. Otrzymywano dodatni wynik pomiaru. Nie można jednak generalnie przypisać zjawisk elektrochemicznych do konkretnego

Odporność korozyjna stopów metalicznych na bazie kobaltu w obecności płynu 41
stopu, ponieważ na każdym z materiałów mogły występować tak obszary anodowe jak i katodowe, zaś otrzymana SEM ogniwa była tylko średnim wynikiem tych wszystkich reakcji.

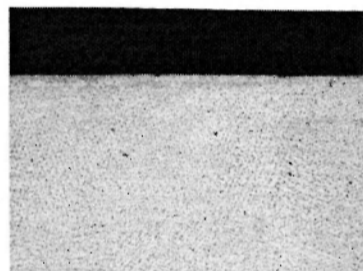
Po zakończonych pomiarach siły elektromotorycznej wszystkie próbki zainkludowano orientując je względem osi, elementami poddanymi wcześniej wpływom korozyjnym. Dokonano szlifowania oraz polerowania i trawienia. Następnie poddano obserwacji przy użyciu metalograficznego mikroskopu świetlnego.

Korozja materiału jest procesem zachodzącym na granicy faz z roztworem ciekłym lub gazowym [2], stąd szczególnym zainteresowaniem objęto powierzchnię i obszar przypowierzchniowy badanych preparatów. Użyte stopy mają status biomateriałów, co z definicji powinno ograniczyć zjawiska korozyjne. Biostopom stosowanym w protetyce dentystycznej celowo nadawana jest struktura austenityczna [3,5]. Dlatego ważnym czynnikiem wpływającym na odporność korozyjną jest zastosowana technologia odlewnicza, jak również kompozycja dodatków stopowych. Istotna jest również aktywność termodynamiczna, mająca ścisły związek z potencjałem chemicznym, a co za tym idzie z dążnością do reaktywności na granicy faz [6].

W materiale Sheralit-Royal, tak w stanie dostawy jak i odlewie zaobserwowano zmiany w strukturze okolicy przypowierzchniowej (rys. 2 i 3).

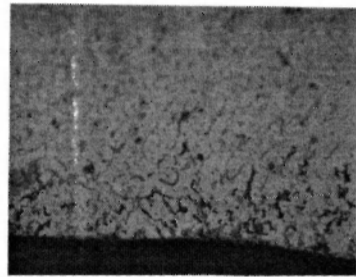


Rys. 2. Struktura stopu Sheralit-Royal w stanie dostawy, widoczne zmiany w okolicy powierzchni, pow. 50x

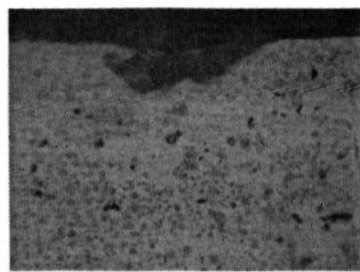


Rys. 3. Struktura stopu Sheralit-Royal – odlewu, wyodrębniona strefa przypowierzchniowa, pow. 50x

Obraz mikroskopowy również jest podobny, natomiast w przypadku odlewu widoczna jest zmiana mogąca być miejscem korozji (rys. 4 i 5).

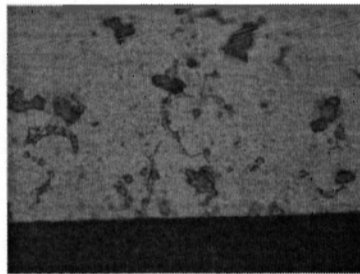


Rys. 4. Szczegół rysunku 2, widoczne ogniska korozji przypowierzchniowej, pow. 500x



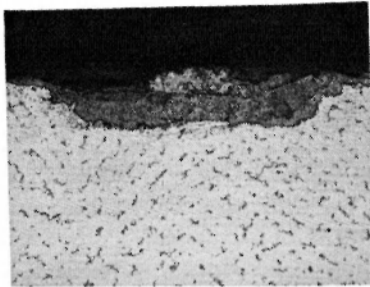
Rys. 5. Szczegół rysunku 3, pow. 1000x

W stopie Sheradent w stanie dostawy zaobserwowano zmiany mające znamiona korozji wżerowej (rys.6).

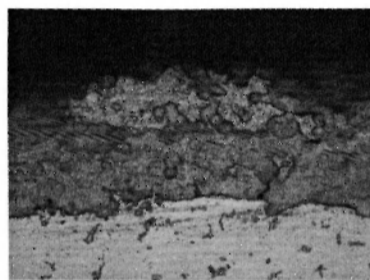


Rys. 6. Mikrostruktura stopu Sheradent w stanie dostawy, zmiany mogące być wynikiem strukturalnej korozji wżerowej, pow. 1000x

Na materiale Sheradent w postaci odlewu nie zaobserwowano wyraźnej zmiany mikrostruktury w odniesieniu do materiału rodzimego. Pokryty był on osadem o odmiennej budowie (rys.7). Wyraźna granica sugeruje wystąpienie zjawiska korozji osadowej (rys. 8).



Rys. 7. Mikrostruktura odlewu ze stopu Sheradent, widoczna granica pomiędzy powierzchnią stopu, a warstwą osadu, pow. 200x



Rys. 8. Mikrostruktura stopu Sheradent - odlew, budowa strukturalna wraz z osadem - sugerują wystąpienie zjawiska korozji osadowej, pow. 500x

3. DYSKUSJA I WNIOSKI

Analizując wyniki badań metalograficznych w odniesieniu do pomiaru siły elektromotorycznej zbudowanych ogniw, nie można jednoznacznie określić rodzaju występujących zjawisk korozyjnych. Jednak odczyt miernika potwierdza ich obecność. Zmiany zaobserwowane na powierzchniach materiałów, również mają swoją genezę związaną z przepływem prądu.

Dla organizmu ludzkiego wyczuwalny, jako dyskomfort jest prąd o napięciu poniżej -70 mV i powyżej $+30$ mV. Dolna granica jest to wartość tzw. polaryzacji błony lub potencjału spoczynkowego komórki nerwowej. Górna wartość to depolaryzacja błony nazywana również potencjałem czynnościowym, który występuje chwilowo w trakcie wzbudzenia impulsu nerwowego. Są to zmiany zachodzące w kanałach sodowych występujących w błonie komórek nerwowych [7].

Nie znaczy to jednak, że prąd generowany przez sztucznie utworzone ogniwo jest obojętny dla organizmu. Stała ekspozycja może skutkować chorobami określanymi mianem metaloz. Powstające osady na powierzchni (rys.7) są ośrodkiem osadzania się i namnażania flory bakteryjnej co powoduje miejscowe stany zapalne. Również konstrukcja metaliczna narażona jest na powolną destrukcję. Korozja wżerowa (rys.6) czy przypowierzchniowa (rys.4) osłabia materiał i może powodować osłabienie utrzymania licującej warstwy wierzchniej.

Z przeprowadzonych badań wyciągnąć można następujące wnioski:

1. Nawet stopy o zbliżonym składzie chemicznym mogą tworzyć ogniwo galwaniczne w obecności płynu ustrojowego.
2. Płyn ustrojowy stanowi swoisty rodzaj elektrolitu.

3. Wysokie wartości początkowe SEM, mogą być związane z przeciwstawnymi reakcjami na powierzchni stopu.
4. Stabilizacja wartości SEM może być spowodowana rozprzestrzenianiem się zjawisk korozyjnych.
5. Ekspansja zjawisk korozyjnych na powierzchni materiałów odlewanych, bez zwiększenia wartości SEM może być wynikiem niedostatecznego wypolerowania powierzchni.
6. Dalsze badania powinny być skierowane na dokładne określenie zjawisk anodowych i katodowych oraz obliczenie szybkości korozji.
7. Praktyczne rozwiązanie problemu korozji w przypadku konieczności zastosowania dwóch stopów metalicznych w jamie ustnej upatruje się w stosowaniu powłok ochronnych.

4. LITERATURA

- [1] Combe E.C. – Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego, Wydawnictwo Medyczne Sanmedica, Warszawa 1997.
- [2] Bala H. - Korozja materiałów - teoria i praktyka, Wydawnictwo WIPMiFS, Częstochowa 2002.
- [3] Błazewicz S., Stoch L. – Biomateriały Tom 4, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2003.
- [4] Strona internetowa www.shera.de
- [5] Marciniak J. – Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
- [6] Tyrkiel E. – Termodynamiczne podstawy materiałoznawstwa, Oficyna wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2005.
- [7] Cichocki T., Litwin J. A., Mirecka J. – Kompendium Histologii-Skrypt dla studentów nauk medycznych i przyrodniczych, Zakład Histologii AM w Krakowie, Textus Kraków 1992.

CORROSION RESISTANCE OF COBALT-BASED ALLOYS IN THE PRESENCE OF BODY FLUID

Summary. The placing of metals and their alloys in the human body may initiate corrosion. If it is necessary to use various metallic materials, their chemical composition should be similar. Due to the fact that metallic materials undergo thermal processing (casting), the potentials generated between them can change. The aim of this work is to determine the manner of choice of prosthetic alloys minimizing possible corrosion effects.

The range of work includes the following research:

- measuring electromotive force in the delivery state and casting
- metallographic study of materials after measuring electromotive force

Maciej HAJDUGA, Katedra i Zakład Farmakologii, Śląska Akademia Medyczna, Zabrze
Kamila ORACZ, Katedra i Zakład Farmakologii, Śląska Akademia Medyczna, Zabrze

ANALIZA ZMIAN STĘŻEŃ TLENU W WYBRANYCH MATERIAŁACH METALICZNYCH W OBECNOŚCI TKANKI ŻYWEJ

Streszczenie. W pracy zostały przedstawione wyniki badań obecności kilku metali (pochodzących z takich materiałów jak: wolfram, molibden, chromel, wolfram-ren 20 w tkance mózgowej oraz podskórnej szczurów. Analizowano zmiany stężeń podstawowego pierwiastka metalicznego oraz tlenu w badanych mikroobszarach przed i po implantacji. Otrzymane wyniki badań wskazują na przechodzenie cząstek tlenu z powierzchni metalicznej do tkanki żywej dla niektórych metali. Można tu mówić o dyfuzji tlenu i absorpcji przez tkankę żywą np. dla wolframu. Natomiast dla pozostałych pierwiastków takich jak np. molibden dyfuzja i wsteczna dyfuzja tlenu w obszarze badanych tkanek była stabilna.

1. WSTĘP

Wymogi jakie musi spełniać materiał stosowany na implanty metaliczne wynikają z funkcji jaką mają one pełnić w organizmie, z uwzględnieniem ich odporności na korozję w środowisku tkanek i płynów ustrojowych oraz wymaganych właściwości mechanicznych, istotnych ze względu na przenoszone obciążenia. Podstawowym kryterium przydatności tworzyw metalicznych jest jednak odporność na korozję, z którą związana jest ich biotolerancja.

Badania Marciniaka i Szczurka [1, 2] wykazały, że w konsekwencji rozwoju korozji, powstaje w pobliżu implantu torebka łącznotkankowa z odczynami fagocytarnymi i pomnażaniem włókien kolagenowych, ich szkliwienie oraz metaloza. Metaloza jest to lokalne oddziaływanie jonów metali lub produktów korozji implantu na tkanki organizmu.

W licznych pracach doświadczalnych i klinicznych wykazano, że korozji ulegają implanty wykonane ze wszystkich podstawowych stopów metali, nawet stopów metali szlachetnych [3, 4, 5].

Pomimo nieustannego postępu inżynierii materiałowej oraz zastosowania w medycynie najnowszych osiągnięć nauk technicznych nie udało się dotąd opracować stopów metali niepowodujących odpowiedzi biologicznej ze strony ustroju. Udowodniono, że biotolerancja stopów zależy od ich odporności korozyjnej [6, 7].

2. MATERIAŁY I METODYKA BADAN

Do badań przeznaczono pięć materiałów metalicznych: wolfram, molibden, chromel oraz wolfram-ren 20 w postaci drutów o średnicy $\varnothing = 0,5$ [mm]. Wyniki analizy chemicznej materiałów podano w tabeli 1.

Tabela 1. Średni skład chemiczny materiałów przeznaczonych do badań

Lp.	Rodzaj materiału	Średni skład podano w wg [%]	
		pierwiastek metaliczny	tlen
1.	Wolfram	94,436	5,280
2.	Molibden	96,238	7,698
3.	Chromel:		
	Nikiel	89,238	0,105
	Chrom	10,639	
4.	Wolfram-ren 20:		
	Wolfram	76,096	0,869
	Ren	18,723	

Skład chemiczny identyfikowano na mikroanalizatorze rentgenowskim JCSA 733 firmy Jeol, przy napięciu przyspieszającym 20kV, na głębokość około 1,5 μm , z komputerowym systemem rejestracji. Analizie poddano warstwę wierzchnią drutów przeznaczonych do badań.

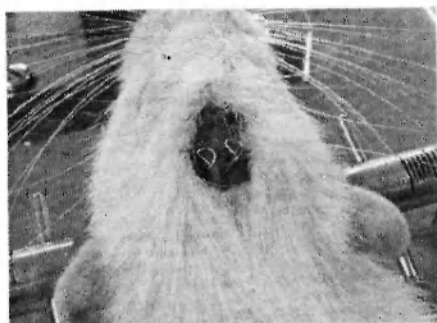
Badano zawartość tlenu w całej objętości mikroobszaru identyfikowanego na powierzchni bocznej implantu.

Oznaczano w badanym mikroobszarze tlen zaadsorbowany w rozwiniętej powierzchni metalu - związany z powierzchnią metalu przez adsorpcję (ewentualnie chemisorpcję) oraz związany chemicznie w warstwie tlenkowej na powierzchni metalu.

Implanty śródmózgowe umieszczono w obu półkulach tkanki mózgowej szczurów (rys. 1). Natomiast implanty podskórne w tkance podskórnej w okolicy grzbietowej (rys. 2). Dany osobnik posiadał implanty z tego samego rodzaju materiału. W celu uśrednienia wyników zaimplantowanych zostało po pięć próbek danego rodzaju. Przykładowy kształt próbek przedstawiono na rysunkach 3 i 4.

Na czas zabiegu implantacji zwierzęta były czasowo uśpione wstrzyknięciem wodzianu chloralu w dawce 300mg/kg czystej substancji dootrzewnowo. Czas pozostawiania implantów w organizmie żywym wynosił 60 dni. W tym czasie nie stwierdzono u szczurów zmian bądź zachowań nefizjologicznych. U zwierząt była stosowana standardowa dieta laboratoryjna oraz został zapewniony swobodny dostęp do wody pitnej.

Przed instalacją implantów i po wyjęciu, przemyto ich powierzchnię 10-cio % roztworem alkoholu w wodzie, a następnie przeprowadzono obserwację pod mikroskopem skaningowym.



Rys. 1. Implanty domózgowe



Rys. 2. Implanty podskórne

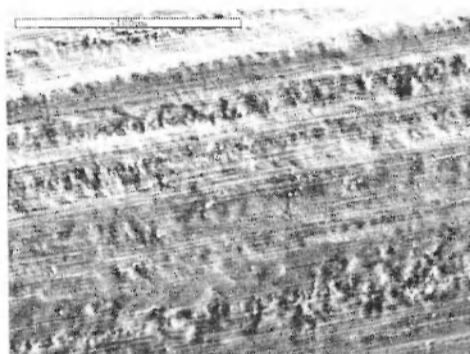


Rys. 3. Implant podskórny wolframu

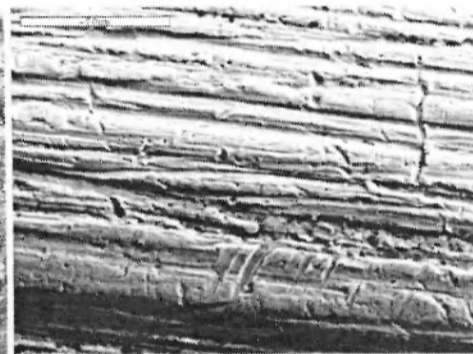


Rys. 4. Implant domózgowy wolframu

Charakter struktury zewnętrznej próbek użytych do badań przedstawiono na rysunkach 5 i 6.



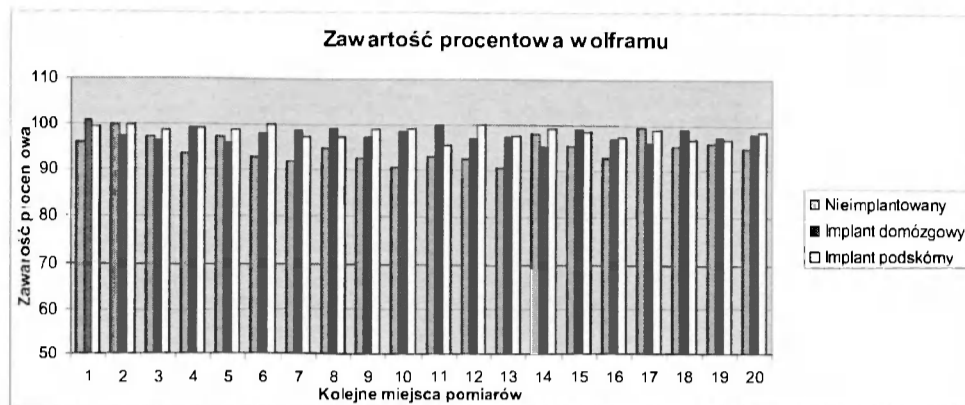
Rys. 5. Powierzchnia próbki wolframu
Pow 500x., nietrawiono



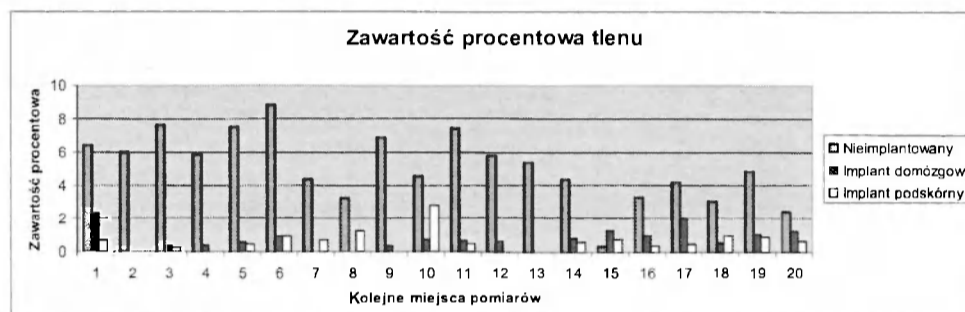
Rys. 6. Powierzchnia próbki molibdenu
Pow 500x., nietrawiono

3. WYNIKI BADAŃ

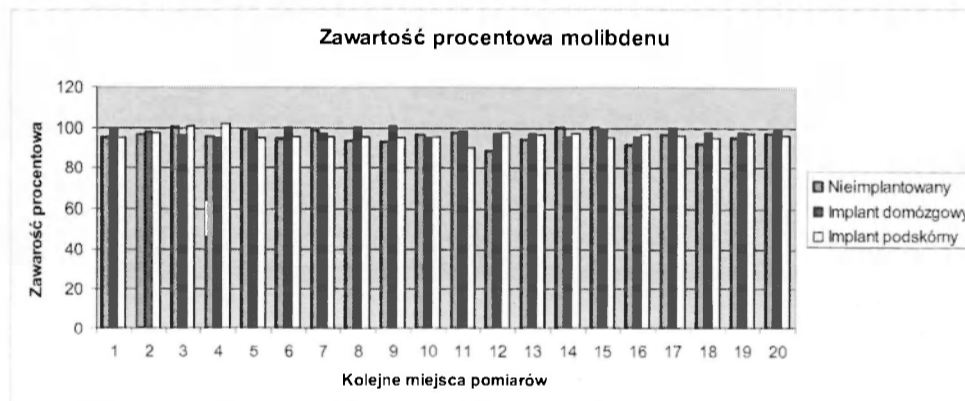
Dalszym etapem badań była powierzchniowa mikroanaliza rentgenowska implantów. Wyniki badań zamieszczono na rysunkach 7, 8 dla próbek wolframu; 9, 10 dla molibdenu; 11, 12 dla chromelu; dla wolfram-ru 13, 14.



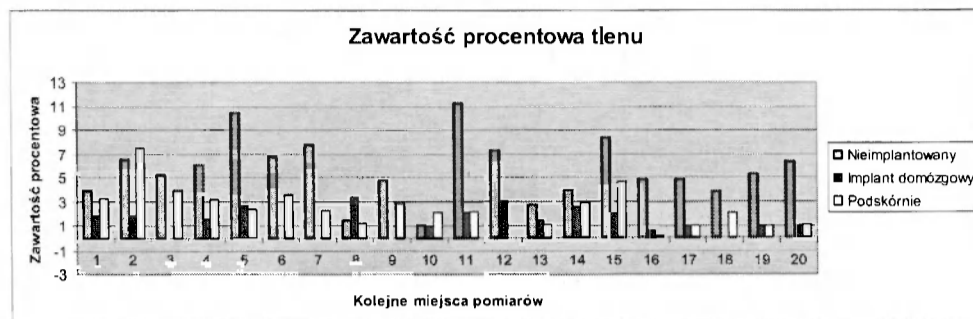
Rys. 7. Zawartość procentowa wolframu na powierzchni próbek



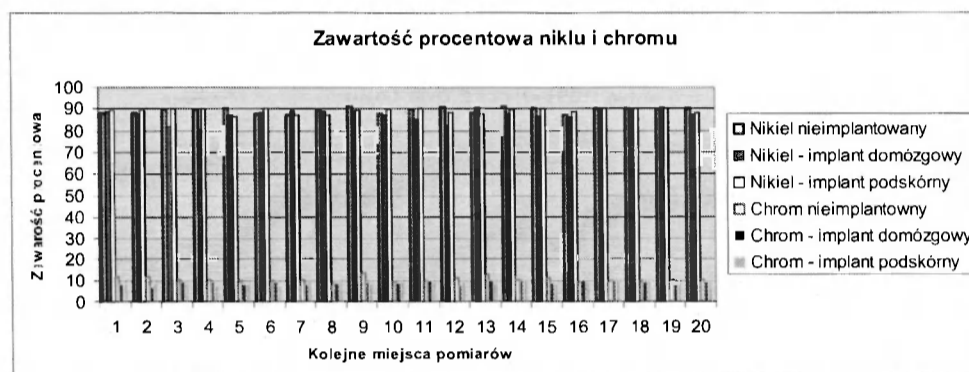
Rys. 8. Zawartość procentowa tlenu – wolframu



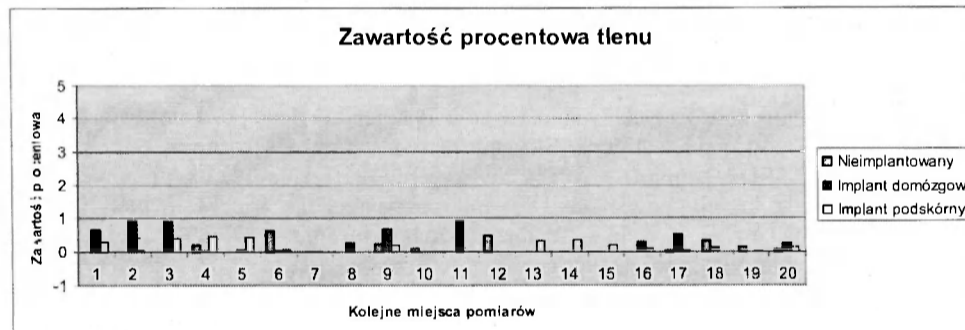
Rys. 9. Zawartość procentowa molibdenu na powierzchni próbek



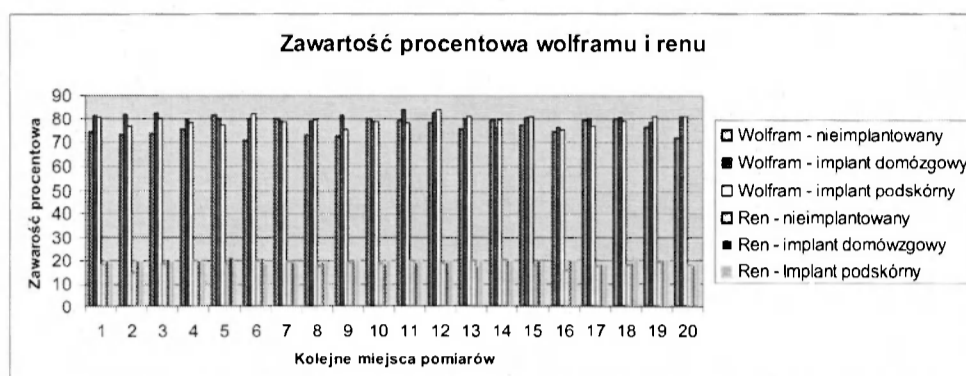
Rys. 10. Zawartość procentowa tlenu – molibden



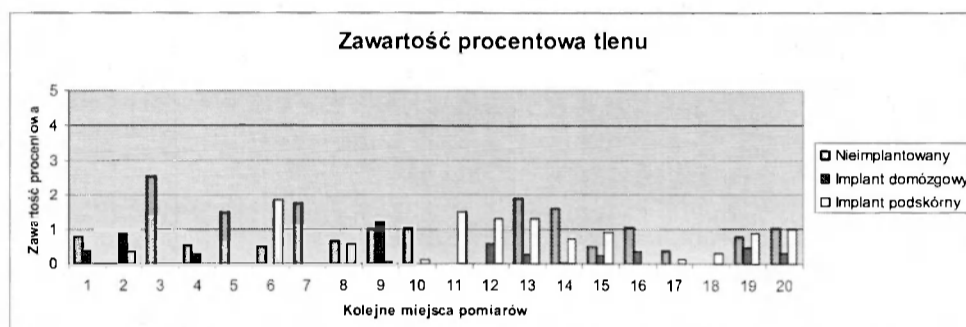
Rys. 11. Zawartość procentowa niklu i chromu na powierzchni próbek



Rys. 12. Zawartość procentowa tlenu – próbki chromelu



Rys. 13. Zawartość procentowa wolframu i renu na powierzchni próbek



Rys. 14. Zawartość procentowa tlenu – próbki wolfram-ren 20

4. Dyskusja wyników i wnioski

Mikroanaliza rentgenowska badanych materiałów dla metalu i tlenu pozwala stwierdzić ich obecność na całej powierzchni próbek. Stężenie pierwiastków było różne w zależności od punktów pomiaru. Błąd pomiaru $\pm 5\%$ ze względu na: stanu gładkości powierzchni implantów (drutu), kształt powierzchni – mikropowierzchnia walcowa, mały obszar badawczy, rozogniskowanie wiązki – tu duże rozogniskowanie 5-10 μm ze względu na charakter powierzchni (pow. nie jest płaska).

W badanych implantach nie uległa zmianie zawartość procentowa metalu. Natomiast w obu implantach wolframu, zarówno domózgowym jak również w podskórnym zamiennie zmniejszyła się zawartość procentowa tlenu na powierzchni względem próbki wzorcowej nieimplantowanej. W implantach molibdenu również zaobserwowano podobne zmiany jednak błąd pomiaru nie pozwala na jednoznaczne stwierdzenie różnicy między próbka wzorcową a implantami.

Można wyraźnie stwierdzić, że zawartość pierwiastków podstawowych oraz tlenu dla próbek chromelu i wolfram-renu 20 nie zmienia się w obecności tkanki żywej – mózgowej i podskórnej. Można w związku z tym stwierdzić, że stopy te charakteryzują się dobrą odpornością na działanie tkanek i płynów ustrojowych.

LITERATURA

- [1] Szczurek Z., Marciniak J., Koczy B., Myrcik H.: Ocena biotolerancji implantów ze stali Co-Ni-Mo. Mater. Konf. Biomechaniki, Gdańsk, 1987, s. 537-541.
- [2] Marciniak J.: Biomateriały w chirurgii kostnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
- [3] Hędzelek W., Urbanek – Brycheżyńska M., Wsiak W.: Badanie Eco-Tribo-Polarograficzne wybranych stopów protetycznych. Część II, Prot. Stom., 1999, XLVIX, 196-299.
- [4] Klotzer W.: Metalle und Legierungen Korrosion, Toxikologie, sensibilisierende Wirkung (Teil II), ZWR 1991, 100, 6, 398-402.
- [5] Klotzer W.: Biologische Aspekte der Korrosion. Dtsch Zahnarztl. Z., 1985, 40, 1141-1145.
- [6] Grether N.: Biocompatibilität, Allergien und Korrosionsresistenz. Schweiz Monatschr. Zahnmed., 1993, 103, 11, 1486-1487.
- [7] Hędzelek W., Urbanek – Brycheżyńska M., Wsiak W.: Badanie Eco-Tribo-Polarograficzne wybranych stopów protetycznych. Część II, Prot. Stom., 1999, XLVIX, 196-299.

THE ANALYSIS OF OXYGEN CONCENTRATION IN SOME METALLIC MATERIALS IMPLANTED TO LIVELY TISSUE

Summary. Paper contains results of presence several metals (originating from the source metallic materials like wolfram, molybdenum, chromel wolfram - ren 20 in brain and subcutaneous tissue of rats. Authors analyzed changes of basic metallic elements concentration and oxygen in tested micro-areas before and after implantation. The obtained data indicate passing of oxygen particles from metallic surface to lively tissues in some cases. We can say about oxygen diffusion and absorption by lively tissue when wolfram is applied. Whereas, with reference to remaining elements, like e.g. molybdenum, the diffusion and backward diffusion of oxygen in investigated areas of tissue was stable.

Maciej HAJDUGA, Kamila ORACZ, Katedra i Zakład Farmakologii, Śląska Akademia Medyczna, Zabrze

IDENTYFIKACJA ZMIAN ZAWARTOŚCI TLENU W WARSTWIE WIERZCHNIEJ POWŁOK GALWANICZNYCH W KONTAKCIE Z TKANKĄ ŻYWĄ

Streszczenie. W opracowaniu przedstawiono wyniki badań utleniania cyny i niklu jako warstwowych powłok galwanicznych na bazie cienkich drutów z żelaza Armco oraz czystej miedzi. Grubość powłok galwanicznych wynosiła 0,003mm. Tytułem kontrastu zaimplantowano złoto do tkanki mózgowej i podskórnej szczurów. Analizowano zmiany pierwiastka podstawowego - metalicznego oraz tlenu w badanych mikroobszarach przed i po implantacji. Wstępne wyniki badań wskazują na przechodzenie atomów tlenu z powierzchni niektórych pierwiastków metalicznych do tkanki żywej, szczególnie mózgowej. Informuje to o dyfuzji tlenu i absorpcji przez żywą tkankę tego pierwiastka. Natomiast niektóre z badanych metali wskazują, że dyfuzja i wsteczna dyfuzja tlenu w badanych obszarach pozostaje stabilna.

1. WSTĘP

W licznych pracach doświadczalnych i klinicznych wykazano, że korozji ulegają implanty wykonane ze wszystkich podstawowych stopów metali, nawet stopów metali szlachetnych.

Przyczyniają się do tego wyjątkowo silne właściwości korozyjne środowiska biologicznego, a uwolnione w tym procesie produkty korozji i jony metali działają cytotoksycznie, rakotwórczo bądź alergizująco [1, 2, 3]. Niekorzystny wpływ na organizm może pojawić się w sytuacjach, gdy w kompleksowym leczeniu istnieje konieczność zastosowania kilku rodzajów materiałów. Należy zachować ostrożność przy ich doborze, gdyż wiadomo, że obecność w elektrolicie dwóch różnych metali oddalonych od siebie w szeregu napięciowym prowadzi do korozji i uwalniania jonów o niższej elektrodnej [4].

Właściwości korozyjne oraz biotolerancja materiałów na implanty nie są jeszcze w pełni poznane. Biotolerancję określa się na podstawie badań histopatologicznych tkanki na granicy tkanki i implantu po różnych okresach czasu, a odporność korozyjną - stosując metodę potencjodynamiczną i potencjostatycznej polaryzacji anodowej.

Najważniejsze jednak są wyniki badań klinicznych, po długotrwałym przebywaniu implantu w organizmie i jego reaktywności w środowisku tkankowym. Właściwy dobór materiału endoprotezy, jej konstrukcja, jakość warstwy wierzchniej elementów składowych mają istotny wpływ na długotrwałość okresu jej użytkowania [5].

W organizmie ludzkim występuje 11 pierwiastków o podstawowym znaczeniu biologicznym. Obecność materiału implantowanego w organizmie, jego korozja w konsekwencji metaloza mogą stać się także źródłem biopierwiastków i przyczynić się do rozwoju niekorzystnych reakcji [6, 7, 8].

Doniesienia literaturowe pokazują, że elementy zużycia metalu i chroniczny stan zapalny łącznie z tkanką ziarninową są związane z nadmiernym występowaniem pierwiastków powodujących te reakcje [9].

2. MATERIAŁY I METODYKA BADAŃ

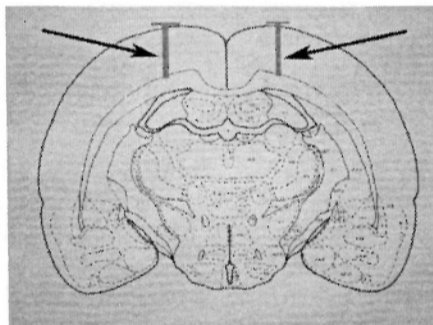
Do badań przeznaczono dwa materiały metaliczne: żelazo powlekane miedzią oraz miedź cynowaną w postaci drutów o średnicy $\varnothing = 0,5$ [mm]. Wyniki analizy chemicznej materiałów podano w tabeli 1.

Tabela 1. Średni skład chemiczny materiałów przeznaczonych do badań

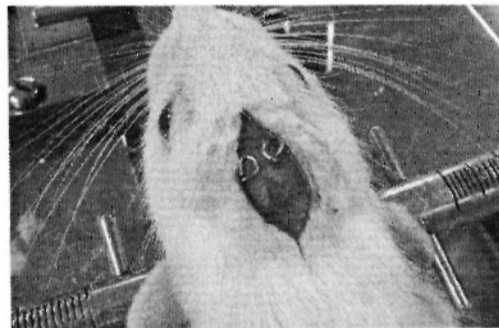
Lp.	Rodzaj materiału	Średni skład podano w wg [%]	
		pierwiastek metaliczny	tlon
1.	Żelazo pokryte miedzią		
	Fe	56,612	0,884
	Cu	43,560	
2.	Miedź pokryta cyną		
	Cu	1,532	2.271
	Sn	95,081	

Skład chemiczny identyfikowano na mikroanalizatorze rentgenowskim firmy Jeol J7 z komputerowym systemem rejestracji. Analizie poddano warstwę wierzchnią drutów przeznaczonych do badań.

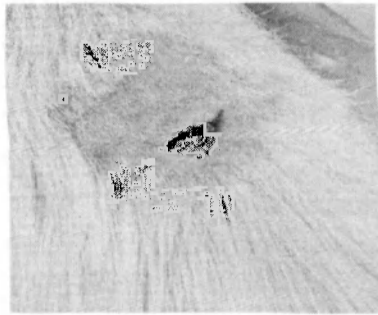
Implanty śródmózgowe umieszczono w obu półkulach tkanki mózgowej szczurów (rys. 1, 2.). Natomiast implanty podskórne w tkance podskórnej w okolicy grzbietowej (rys. 3.). Dany osobnik posiadał implanty z tego samego rodzaju materiału. Przykładowy kształt próbek przedstawiono na rysunku 4.



Rys. 1. Schemat przekroju czołowego na wysokości szwu wieńcowego. Strzałki wskazują miejsca implantacji próbek



Rys. 2. Implanty domózgowe



Rys. 3. Implanty podskórne



Rys. 4. Implant domózgowy

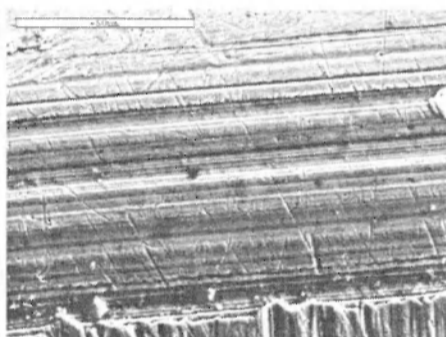
Na czas zabiegu implantacji zwierzęta były czasowo uśpione wstrzyknięciem wodzianu chloralu w dawce 300mg/kg czystej substancji dootrzewnowo. Czas pozostawania implantów w organizmie żywym wynosił 40 dni. W tym czasie nie stwierdzono u szczurów zmian bądź zachowań niefizjologicznych. U zwierząt była stosowana standardowa dieta laboratoryjna oraz został zapewniony swobodny dostęp do wody pitnej.

Przed instalacją implantów i po wyjęciu, przemyto ich powierzchnię 10-cio % roztworem alkoholu w wodzie, a następnie przeprowadzono obserwację pod mikroskopem skaningowym.

Na rysunkach 5 i 6 przedstawiono strukturę warstwy wierzchniej implantów w formie drutów jako wyniki z mikroskopu skaningowego.



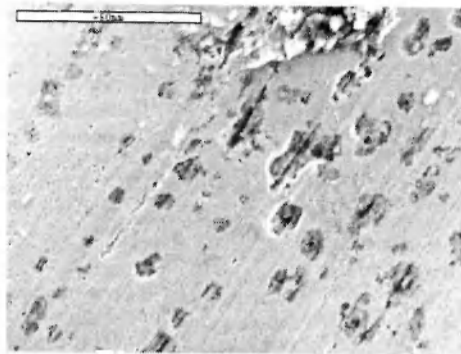
Rys. 5. Żelazo miedziowane – pow. 1000x



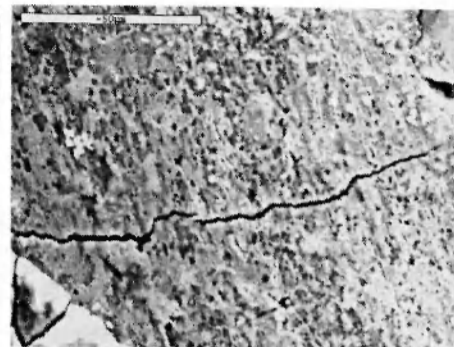
Rys. 6. Miedź cynowana – pow. 1000x

3. WYNIKI BADAŃ

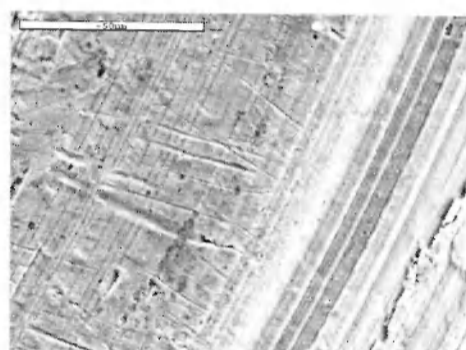
Po wyjęciu implantów z przestrzeni mózgowej szczurów oraz tkanki podskórnej sporządzono stosowne preparaty umożliwiające obserwacje na mikroanalizatorze rentgenowskim oraz mikroskopie skaningowym. Wyniki przedstawione na rysunkach 7, 8, 9, 10.



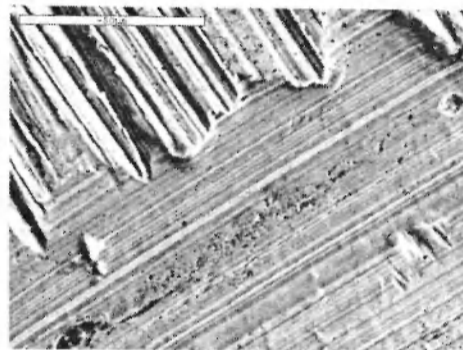
Rys. 7. Żelazo miedziowane – implant domózgowy. Pow. 1000x



Rys. 8. Żelazo miedziowane – implant podskórny Pow. 400x

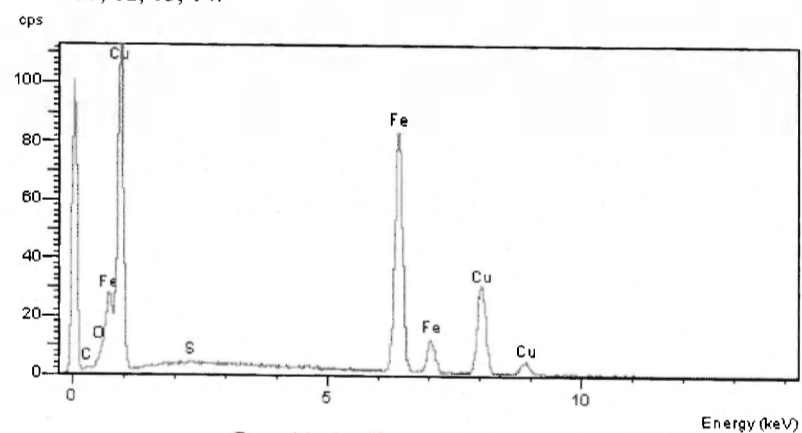


Rys. 9. Miedź cynowana – implant Domózgowy. Pow. 1000x

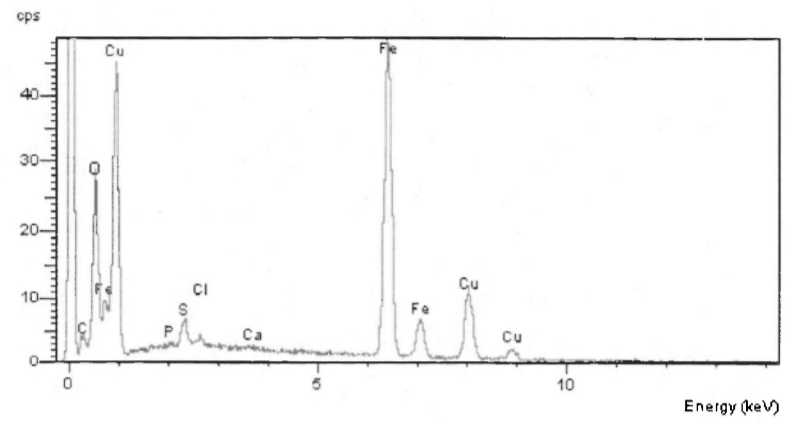


Rys. 10. Miedź cynowana – implant podskórny. Pow. 1000x

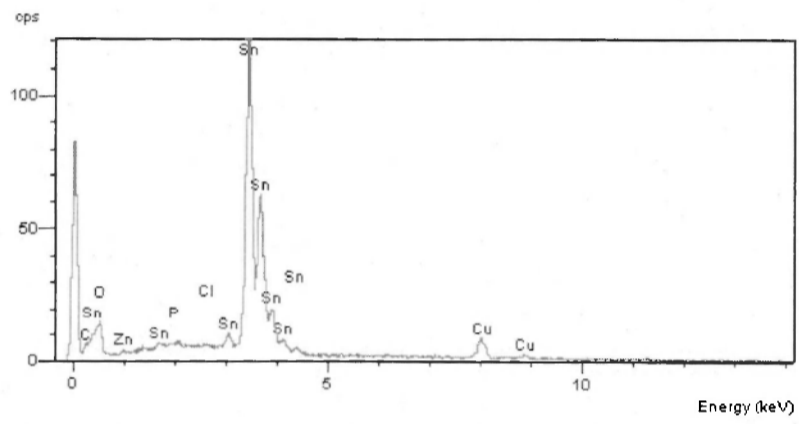
Preparatyka polegała na izolacji materiału metalicznego poprzez usunięcie tkanek oraz pozostałości płynu fizjologicznego. Wyniki badań analitycznych mających na celu określenie stanu utlenienia powierzchniowego próbek przedstawiono w formie wykresów – widmo EDS, na rysunkach 11, 12, 13, 14.



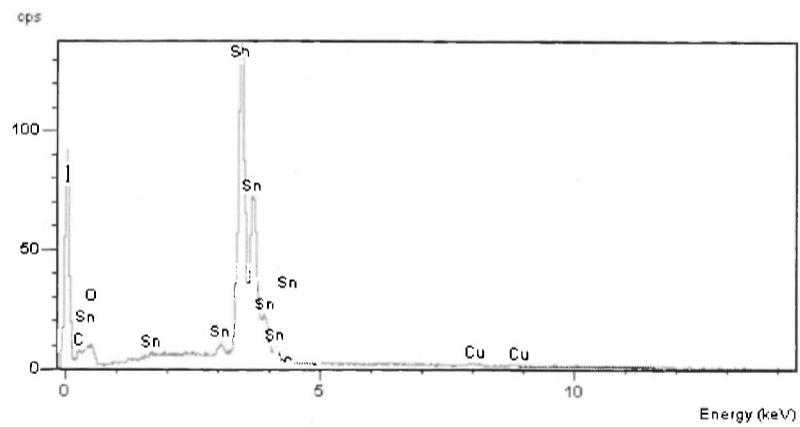
Rys. 11. Analiza spektralna – widmo EDS, Żelazo powlekane miedzią – implant domózgowy



Rys. 12. Analiza spektralna – widmo EDS,
Żelazo powlekane miedzią – implant podskórny



Rys. 13. Analiza spektralna – widmo EDS, Miedź cynowana – implant domózgowy



Rys. 14. Analiza spektralna – widmo EDS, Miedź cynowana – implant podskórny

Porównując wyniki spektrum można stwierdzić bardziej intensywne utlenienie warstwy wierzchniej – elektrolitycznej dla miedzi zaimplantowanej do tkanki podskórnej. Odmienne natomiast zachowywały się powierzchnie implantów będące w kontakcie z tkanką mózgową.

Potwierdzają to wyniki strukturalne uzyskane po obserwacji pobocznie próbek zaimplantowanych w warunkach jak powyżej. Można wnosić, że wyniki analizy spektralnej w połączeniu z badaniami strukturalnymi warstwy wierzchniej implantów są kompatybilne i dają możliwość oceny odporności korozyjnej warstwy elektrolitycznie naniesionej cyny na materiał jakim jest miedź charakteryzując antykorozyjność powłoki.

Jako implant przeciwstawny w stosunku do materiału jakim była cyna i miedź badano złoto o zawartości 24 karat. Wyniki otrzymane z kilkunastu miejsc pomiarowych dla próbki implantowanej w mózgu oraz tkance podskórnej wskazują na zachowanie odporności korozyjnej bez względu na umiejscowienie implantu.

Badania histopatologiczne zmian jakie występują w obecności tkanki żywej są w trakcie opracowania.

4. WNIOSKI

Na podstawie otrzymanych wyników badań i dyskusji wyników można przedstawić następujące wnioski:

1. Implant ze złota bez względu na jego lokalizację w organizmie żywym i czas przebywania w organizmie 40 dni nie ulega utlenianiu powierzchniowemu.
2. Stwierdzono, że powłoka galwaniczna miedzi położonej na żelazie Armco posiada niższą odporność korozyjną w stosunku do powłoki elektrolitycznej cyny położonej na miedzi.

LITERATURA

- [1] Klotzer W.: Metalle und Legierungen Korrosion, Toxikologie, sensibilisierende Wirkung (Teil II), ZWR 1991, 100, 6, 398-402.
- [2] Howie D., Rogers S., McGee M., Haynes D.: Biologic effects of cobalt chrome in cell and animal models. Clin. Orthop. 1996, 329 Suppl., 217-232.
- [3] Szymański A.: Biomineralizacja I biomateriały. PWN, Warszawa 1991.
- [4] Tai Y., De Long R., Goodkin R. J., Daglas W. H.: Leaching of nickel, chromium and beryllium ions from base metal alloy in an artificial oral environment. J. Prost. Dent. 1992, 68, 4, 692-703.
- [5] Hędzerek W., Szponar E., Bobowicz Z.: Risk of employment of various alloys in prosthetic treatment. 22-nd Conference European Prosthodontic Association in collaboration with Prosthodontic Division of Finnish dental Society. Turku, August, 27-29th 1998.
- [6] Archibeck M., Jacobs J., Roebuck K., Glant T.: The Basic Science of Periprosthetic Osteolysis. A Current Concepts Review. J.B.J.S. 2000, S2-A: pp. 1471-1489.
- [7] Hatton P. V., Brook I. M.: The role of electron microscopy in the evaluation of biomaterials. European Microscopy and Analysis, January, 1998, pp. 39-41.
- [8] Wilmhurst J. A.: The pathogenesis of aseptic loosening. Current Orthopaedics, 2002, 16, pp. 407-410.
- [9] Winner C., Gluch H.: Aseptic loosening after CD instrumentation in the treatment of scoliosis: a report about eight cases. Journal of Spinal Disorder 1998, 11, pp. 440-443.

EVALUATION OF OXYGEN CONTENT IN SURFACE LAYER OF GALVANIC COATS IN CONTACT WITH LIVELY TISSUE

Summary. The elaboration presents results of investigation relates to oxidation of tin and nickel galvanic coats covering thin wires made from „Armco” iron. Thickness of galvanic coats reaches 0,003mm. To comparison the golden samples were implanted to the brain and subcutaneous tissue of rats. Authors investigated changes of basic metallic element and of oxygen in micro-areas before and after implantation. The initial results show that oxygen atoms pass from surface of some metallic elements to lively tissues, especially to the brain. So, it confirms that the diffusion of oxygen and absorption by lively tissue comes out. In some investigated metals diffusion and backward diffusion of oxygen in investigated areas stays stable.

Marcin HELJAK, promotor pracy Antoni JOHN Katedra Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice

SYMULACJA PRZEBUDOWY KOŚCI GĄBCZASTEJ

Streszczenie. W pracy opisano wybrany model przebudowy (adaptacji) tkanki gąbczastej pod wpływem obciążenia zewnętrznego. Czynnikiem regulującym proces remodelingu w opisywanym modelu jest gęstość energii odkształcenia. Rezultatem przeprowadzonej symulacji numerycznej jest zmiana rozkładu gęstości tkanki kostnej w rozpatrywanym obszarze. W warunkach rzeczywistych zmiana gęstości tkanki kostnej pod wpływem działającego obciążenia dąży do wartości optymalnej, co oznacza, że organizm dąży do zmniejszenia masy kośćca, przy zachowaniu odpowiednich parametrów wytrzymałościowych.

1. WSTĘP

Zdolność adaptacji struktury tkanki kostnej do zewnętrznych obciążeń mechanicznych jest znana od bardzo dawna. Pierwszym uczonym, który zajął się własnościami adaptacyjnymi tkanki kostnej był niemiecki anatom Julius Wolff (1892). Zgodnie z jego hipotezą, zmiana struktury tkanki następuje w sposób optymalny, co oznacza, że kość, przy zadanym obciążeniu, powinna uzyskać odpowiednią wytrzymałość mechaniczną przy możliwie jak najmniejszej masie własnej.

Pierwszej hipotezy opisującej mechanizm adaptacji tkanki kostnej dostarczył niemiecki chirurg Roux (1895). Przypuszczał on, że rolę sensorów mechanicznych pełnią komórki kostne, które w zależności od wielkości bodźca mechanicznego, miałyby odpowiednio inicjować i kontrolować proces przebudowy tkanki kostnej [1].

Znajomość przebiegu procesu adaptacji ma szczególne znaczenie w trakcie projektowania endoprotez stawowych. Wokół trzpienia wszczepionej endoprotezy, z powodu jej znacznej sztywności powstaje tzw. naprężeniowa strefa ochronna będąca bezpośrednim powodem demineralizacji tkanki kostnej w otoczeniu implantu, co prowadzi do obluzowania się endoprotezy i konieczności reimplantacji [3].

Niniejsza praca zawiera opis symulacji komputerowej remodelingu wycinka kości gąbczastej, wykonanej w oparciu o fenomenologiczny model obliczeniowy opisany w dalszej części.

2. OPIS MODELU

Ogólnie przyjmuje się, że rolę sensorów reagujących na obciążenie mechaniczne pełnią w tkance kostnej osteocyty (komórki kostne). Istotnie, z przeprowadzonych badań wynika, że stężenie enzymów produkowanych przez osteocyty koreluje z wielkością odkształceń występujących w tkance kostnej [4][1]. Osteocyty są równomiernie rozprowadzone w tkance kostnej. Efektorami, które dokonują lokalnych zmian gęstości (mineralizacji) są osteoblasty

(komórki kościotwórcze) i osteoklasty (komórki kościogubne). Za sygnał mechaniczny adaptacji przyjmuje się lokalne naprężenia, odkształcenia lub kombinację tychże.

Modelowany obszar tkanki kostnej dzielony jest na elementy skończone. Każda z komórek sensorycznych jest utożsamiana ze środkiem masy elementu skończonego. Sygnałem mechanicznym w modelu jest gęstość energii odkształcenia $S_i(t)$ [MPa]:

$$S_i = \frac{1}{2} \sigma_i \cdot \varepsilon_i, \quad (1)$$

gdzie: i jest numerem komórki sensorycznej (osteocytu), σ_i wartością zredukowaną naprężenia w i -tej komórce sensorycznej, ε_i wartością zredukowaną odkształcenia w i -tej komórce sensorycznej. Przyjmuje się istnienie takiej wartości gęstości energii odkształcenia k , która może być traktowana jako równowagowa (referencyjna). Bazując na wielkości różnicy $S_i - k$, komórki sensoryczne poprzez współtworzoną sieć, dostarczają bodziec do komórek efektorowych, aby te z kolei wywołały przyrost, bądź ubytek gęstości tkanki kostnej w danym elemencie skończonym, zgodnie z formułą:

$$F(x, t) = \sum_{i=1}^N f_i(x) \cdot (S_i(t) - k), \quad (2)$$

W omawianym schemacie regulacji, F jest wyznaczanym bodźcem remodelingu w miejscu x obszaru tkanki. S_i jest wartością sygnału w i -tym sensorze, N jest całkowitą liczbą wszystkich elementów skończonych. Wielkość bodźca doprowadzanego do efektorów z każdej komórki sensorycznej zależy od dystansu, jaki dzieli tę komórkę od efektorów. Odpowiada za to tzw. funkcja wpływu f_i .

$$f(r_i(x)) = \frac{D}{r_i(x)}, \quad (3)$$

gdzie $r_i(x)$ jest odległością i -tego sensora od punktu ulokowania efektorów x , który również jest środkiem masy elementu skończonego, a D pewną przyjętą stałą. Efektem działania bodźca jest lokalna zmiana gęstości $\rho(x, t)$ w miejscu x w chwili t :

$$\frac{\partial \rho(x, t)}{\partial t} = \tau \cdot F(x, t), \quad \text{gdzie } \rho_{\min} < \rho < \rho_{\max}, \quad (4)$$

gdzie: τ jest pewną stałą, ρ_{\min} gęstością minimalną, ρ_{\max} gęstością maksymalną. Zmiany gęstości w elementach skończonych pociągają za sobą zmianę własności mechanicznych. Przyjęto następującą zależność wiążącą gęstość tkanki kostnej i jej moduł Young'a E :

$$E = K \cdot \rho^3, \quad (5)$$

gdzie K jest pewną stałą.

Przyjęto, że model nie powinien reagować na niewielkie zmiany gęstości energii odkształcenia. W związku z tym, wprowadzono do modelu strefę nieczułości s , co modyfikuje wzory (2) i (4) do postaci [1]:

$$\frac{\partial \rho(x,t)}{\partial t} = \tau \cdot \left[\sum_{i=1}^N f_i(x) \cdot (U_i(t) - k(1+s)) \right], \text{ jeżeli } U_i \geq k(1+s), \quad (6)$$

$$\frac{\partial \rho(x,t)}{\partial t} = \tau \cdot \left[\sum_{i=1}^N f_i(x) \cdot (U_i(t) - k(1-s)) \right], \text{ jeżeli } U_i < k(1-s), \quad (7)$$

$$\frac{\partial \rho(x,t)}{\partial t} = 0, \text{ jeżeli } U_i > k(1-s) \text{ i } U_i < k(1+s). \quad (8)$$

Biorąc pod uwagę to, że model zostanie wykorzystany w obliczeniach numerycznych, równania różniczkowe (6)-(8) należy zastąpić równaniami różnicowymi:

$$\Delta \rho(x,t) = \tau \cdot \left[\sum_{i=1}^N f_i(x) \cdot (U_i(t) - k(1 \pm s)) \right] \cdot \Delta t \quad (9)$$

gdzie $\Delta \rho(x,t)$ jest skończoną zmianą gęstości w chwili t , natomiast Δt jest skończonym przyrostem czasu. Nowe wartości gęstości w elementach skończonych są wyznaczone z wykorzystaniem formuły:

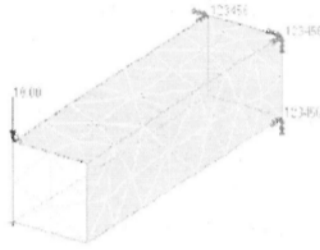
$$\rho(x,t + \Delta t) = \rho(x,t) + \Delta \rho(x,t) \quad (10)$$

Powyższy algorytm jest w istocie heurystycznym algorytmem optymalizacji, który pozwala na optymalizowanie struktury tkanki kostnej. Opisany proces jest iteracyjnie powtarzany do momentu, w którym zostanie spełniony warunek zakończenia pracy algorytmu np. kiedy różnica $S_i - k$ wyzeruje się dla wszystkich elementów. Zbieżność algorytmu charakteryzuje funkcja celu dana wzorem [2]:

$$F = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N \left| \sum_{j=1}^N f_j(x) \cdot (S_i - k) \right|. \quad (11)$$

3. OPIS SYMULACJI

Opisany wyżej algorytm wykorzystano do stworzenia programu komputerowego służącego do symulacji procesu przebudowy tkanki kostnej. Obiektem symulacji został prostopadłościenny wycinek tkanki kostnej o wymiarach 10-40-10 mm, utwierdzony jednostronnie i o obciążony punktowo siłą $F = 10$ N, jak na rys. 2. Model geometryczny, siatkę elementów skończonych i prezentację wyników po zakończonej symulacji wykonano w programie MSC.Patran. Siatka MES przygotowanego modelu składała się ze 182 czterowzłowych elementów tetraedrycznych. W obliczeniach wytrzymałościowych wykorzystano program MSC.Nastran. Symulacja przebiegła w 40 iteracjach.



Rys. 2. Geometria modelu

Przyjęto, że można w przybliżeniu uznać tkankę kostną za materiał o charakterystyce liniowo-sprężystej, spełniający poniższą zależność:

$$E = 3790\rho^3 \quad [\text{MPa}], \quad (12)$$

gdzie E jest modułem Young'a, a ρ [g/cm^3] gęstością. Na początku symulacji gęstość jest jednakowa w całym obszarze i wynosi $\rho = 0.8 \text{ g}/\text{cm}^3$. Graniczne wartości gęstości wynoszą, $\rho_{\min} = 0.01 \text{ g}/\text{cm}^3$ i $\rho_{\max} = 1.74 \text{ g}/\text{cm}^3$. Referencyjna wartość gęstości energii odkształcenia przyjęta została na poziomie $S_{ref} = 0.040 \text{ MPa}$ wraz ze strefą nieczułości $s = 0.02 \text{ MPa}$. Parametr D funkcji wpływu wyniósł 0.05 mm a jednostkowy przyrost gęstości τ , to $1 \text{ (g}/\text{cm}^3)/\text{MPa} \cdot \text{j.c.}$ (j.c. – jednostka czasu). Przyrost czasu remodelingu Δt przyjęto za 1 j.c.

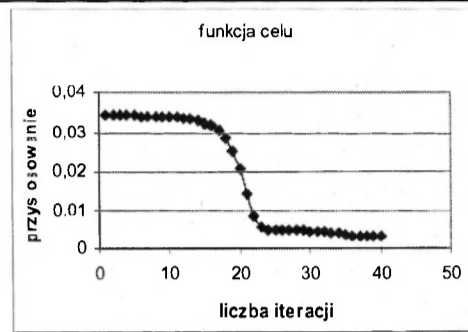
3.1. Wyniki

Wyniki symulacji przebudowy zilustrowane zostały na rysunkach 4 – 5. Średnia gęstość w modelowanym obszarze po zakończeniu symulacji wyniosła $0.106 \text{ g}/\text{cm}^3$, co oznacza, że zmniejszyła się w trakcie symulacji o $0.694 \text{ g}/\text{cm}^3$. O pracy algorytmu może świadczyć wykres funkcji celu (rys. 3) danej wzorem (11).

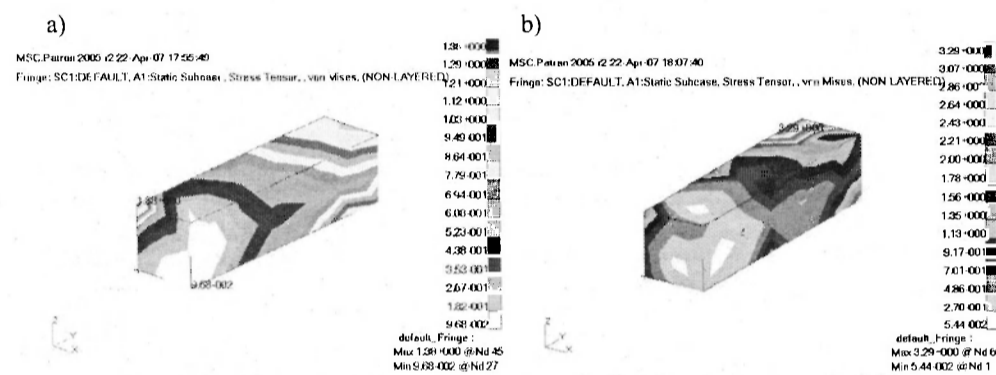
Ekstremalne wartości naprężeń i odkształceń w badanym obszarze, obliczone na początku i na końcu symulacji zestawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Wyniki symulacji

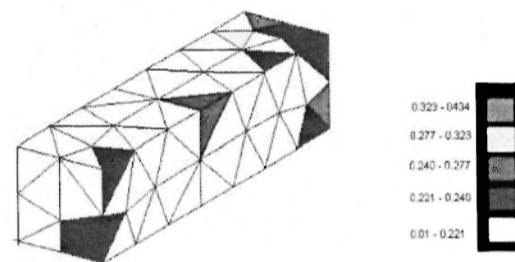
	Początek symulacji	Koniec symulacji
Min. naprężenie	0.096 MPa	0.054 MPa
Maks. naprężenie	1.38 MPa	3.29 MPa
Min. odkształcenie	0.0000043	0.013
Maks. odkształcenie	0.000061	0.52



Rys. 3. Przebieg funkcji celu



Rys. 4. Rozkład naprężeń na początku symulacji a) i na końcu symulacji b)



Rys. 5. Rozkład gęstości po zakończeniu symulacji [g / cm^3]

4. PODSUMOWANIE

Rezultaty symulacji świadczą o tym, że program zbudowany na podstawie opisanego w pracy algorytmu spełnia postawione mu zadanie optymalizowania struktury tkanki kostnej. W trakcie działania program nie tylko zmniejszył średnią gęstość w rozpatrywanym obszarze, ale również doprowadził do zróżnicowania gęstości struktury w ten sposób, że gęstość elementów w okolicy utwierdzenia (po stronie na której działała siła F) stała się największa. Skutkiem tego, w obszarze tym poprawiła się nośność. Z praktycznego punktu widzenia działanie programu w tym przypadku było jak najbardziej pożądane, ponieważ umocnienia struktury dokonano w miejscu najbardziej newralgicznym.

Wyniki powyższej symulacji, ze względu na małą liczbę elementów, mają charakter bardziej jakościowy niż ilościowy, jednak ze zwiększeniem liczby elementów skończonych program może być bez trudu wykorzystany do dokładniejszych symulacji przebudowy obszarów tkanki kostnej.

LITERATURA

- [1] Huijkes R.: Computational Theories of Bone Modeling and Remodeling. Lecture Notes: "Advanced Course on Modelling in Biomechanics". Warsaw, April 7-11. 2003.
- [2] Jovanovic J. D, Jovanovic M. L.: Biomechanical model of vertebra based on bone remodeling. FACTA UNIVERSITATIS. Series: Medicine and Biology Vol. 11, No 1, 2004, s. 35-39.
- [3] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej. 1997.
- [4] Burger E. H., Klein-Nulend J., Smit T. H.: Strain-derived canalicular fluid flow regulates osteoclast activity in a remodelling osteon – a proposal. Journal of Biomechanics 36 (2003), s. 1453-1459.

THE SIMULATION OF TRABECULAR TISSUE REMODELING

Summary. In the present paper one remodeling model of trabecular bone is considered. The model is based on the strain energy density criterion. The strain energy density is taken as the mechanical stimulus of bone remodeling. The results of the simulation demonstrate change of material density distribution. The change of bone tissue density caused by mechanical load is optimal, what means that tissue tends to minimal mass needed to bear load.

Grzegorz ILEWICZ, Robert MICHNIK, Dagmara TEJSZERSKA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Ogólnej i Biomechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice
Zbigniew NAWRAT, Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii, Śląska Akademia Medyczna, Zabrze

BADANIA INTERAKCJI W UKŁADZIE WIELOCZŁONOWYM TELEMANIPULATORA KARDIOCHIRURGICZNEGO CHIRURG-ZADAJNIK RUCHU-NARZĘDZIE TORAKOSKOPOWE

Streszczenie. W pracy przedstawiono wyniki badań doświadczalnych kinematyki telemanipulatora kardiochirurgicznego Robin Heart I oraz Robin Heart Vision. Badania realizowano w Laboratorium Biocybernetyki Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze. Analiza kinematyki została przeprowadzona dla różnych sposobów sterowania ruchem ramienia (części SLAVE) wyposażonego w narzędzie torakoskopowe – Robin Heart I i endoskop wraz z torem wizyjnym – Robin Heart Vision. Wykorzystano metody sterowania za pomocą: laparoskopowego zadajnika ruchu, algorytmu programowego, manipulatora drążkowego oraz innowacyjnej metody sterowania ruchem endoskopu za pomocą ruchów głowy chirurga. Przyjęta metodyka przeprowadzenia eksperymentu pozwoliła zaobserwować przebiegi kinematyczne układu składającego się z kilku elementów (kończyna górna chirurga, zadajnik ruchu, ramię telemanipulatora, końcówka operacyjna) połączonych ze sobą w torze przekazywania wartości przemieszczenia, dzięki czemu stało się możliwe dodatkowo m.in. zbadanie wpływu przemieszczeń generowanych przez człowieka na przemieszczenia końcówki operacyjnej.

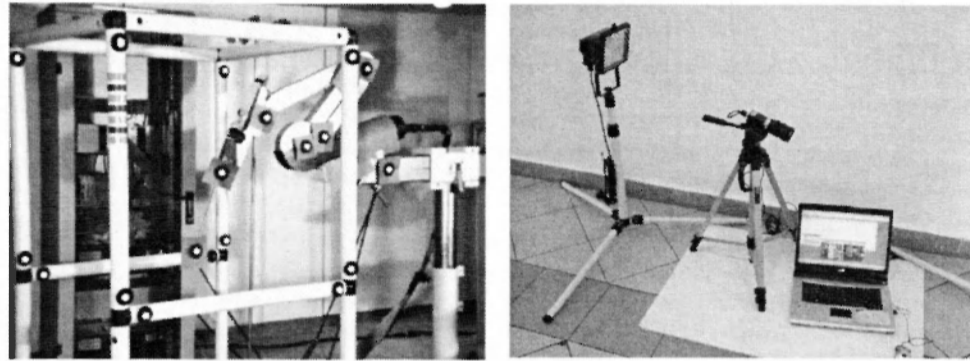
I. WSTĘP

Jedną z metod pozwalających na wyznaczenie przebiegów czasowych wielkości kinematycznych analizowanego ruchu obiektów jest metoda wideorejestracji. Technika ta umożliwia uzyskanie sygnałów pomiarowych, generowanych przez zespół odbłaskowych markerów rozmieszczonych na badanym obiekcie. Ruch markerów jest rejestrowany przez jedną (dla ruchu obiektu w jednej płaszczyźnie) lub kilka kamer wideo (dla ruchu w trzech wymiarach). Metoda ta wywodzi się z badań biomechanicznych (rys. 1) i została po raz pierwszy wykorzystana w drugiej połowie XIX wieku przez francuskiego naukowca Mayera. W swoich pracach analizował on ruch ciała człowieka podczas chodu, rejestrując kolejne położenia za pomocą kamery filmowej. Rozwój prac z zakresu biomechaniki oraz postęp w dziedzinie informatyki zaowocowały pod koniec XX wieku opracowaniem systemów do wideorejestracji pozwalających na dokładną analizę kinematyki badanego ruchu.[1]

2. STANOWISKO POMIAROWE I OBIEKTY EKSPERYMENTU

Stanowisko pomiarowe składało się z (rys. 1):

- dwóch kamer cyfrowych A602fc-2 Basler 100 [Hz];
- przenośnego komputera z programem do analizy ruchu APAS;
- markerów umieszczonych w istotnych punktach robota;
- dwóch źródeł światła;
- kostki kalibracyjnej.



Rys. 1. Kostka kalibracyjna, telemanipulator Robin Heart 1 z naniesionymi markerami odblaskowymi oraz użyty sprzęt pomiarowy

Rejestrowano ruch dwóch rozwiązań konstrukcyjnych robotów rodziny Robin Heart:

Robin Heart 1 (rys.2, 3) – telemanipulator z narzędziem torakoskopowym o siedmiu stopniach swobody [3].

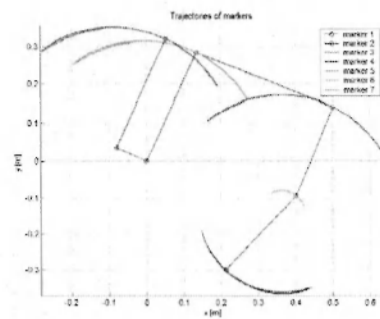
Robin Heart Vision (rys.4) – telemanipulator z endoskopem i torem wizyjnym.

W przypadku konstrukcji Robin Heart 1 rejestrowano ruch robota sterowanego za pomocą laparoskopowego zadajnika ruchu i zaprogramowanego algorytmu komputerowego[4]

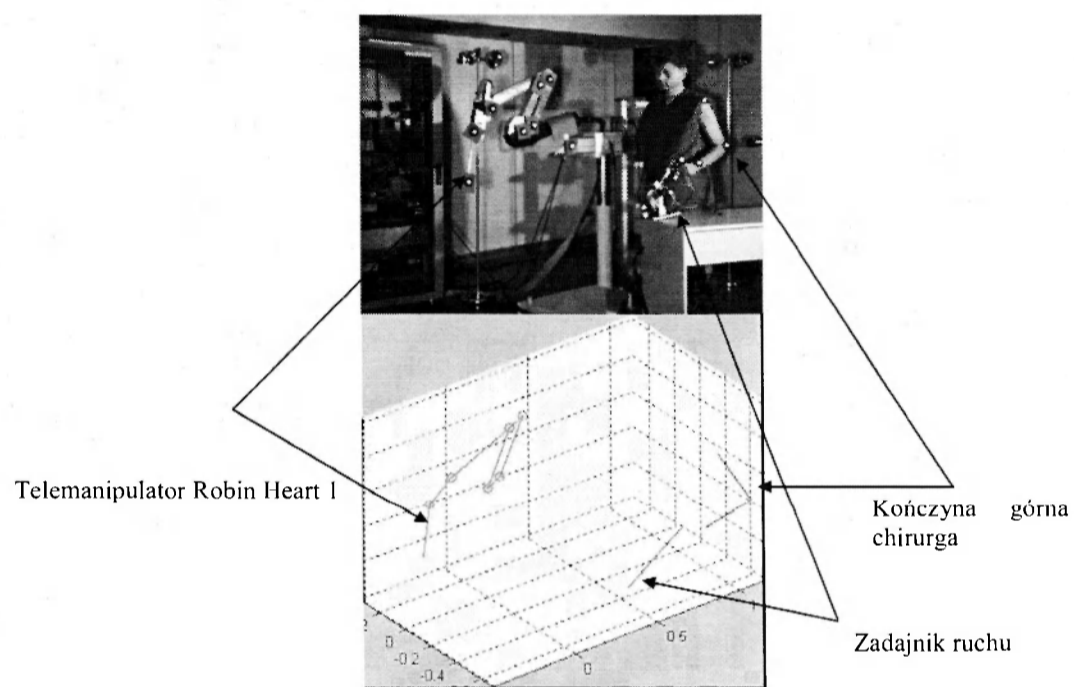
W przypadku telemanipulatora Robin Heart Vision endoskop był poruszany poprzez ruchy chirurga sterującego manipulatorem drążkowym, zadanego algorytmu komputerowego oraz niestosowanej do tej pory w innych konstrukcjach robotów medycznych metody kierowania ruchem endoskopu poprzez wykonywanie przez lekarza sekwencji ruchów głową.[2]

3. METODYKA EKSPERYMENTU

Częstotliwość, z jaką rejestrowano obraz wynosiła 50 [Hz]. W istotnych, z punktu widzenia przeprowadzanych analiz, punktach robota, zadajnika ruchu oraz istotnych miejscach anatomicznych kończyny górnej chirurga umieszczono markery odblaskowe (rys. 2, 3, 6). Zastosowany do analizy otrzymanych wyników system APAS automatycznie śledzi trajektorie ruchu (rys. 2) poszczególnych markerów na podstawie sporządzonych filmów wideo. Można w ten sposób uzyskać: przemieszczenia, prędkości i przyspieszenia poszczególnych markerów i co za tym idzie analizowanych mechanizmów oraz kończyny górnej chirurga. Informacja o parametrach kinematycznych jest podstawą do zrealizowania dynamicznego modelu badanego układu wielocłonowego.



Rys. 2. Trajektorie ruchu markerów umiejscowionych w charakterystycznych punktach telemanipulatora Robin Heart I



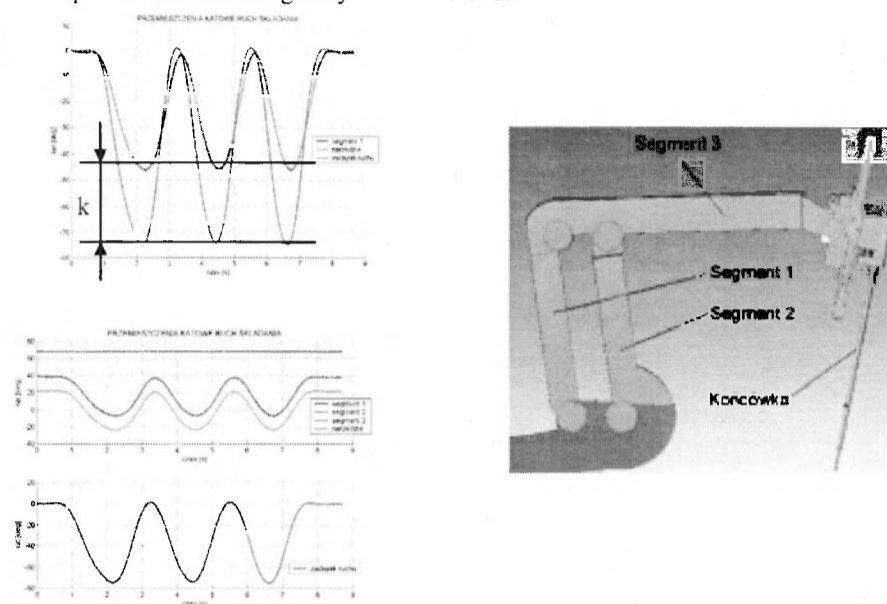
Rys. 3. Kinematyka realizowanego eksperymentu w danej chwili czasu – Robin Heart I sterowany przez chirurga za pomocą laparoskopowego zadajnika ruchu

4. WYNIKI BADAŃ

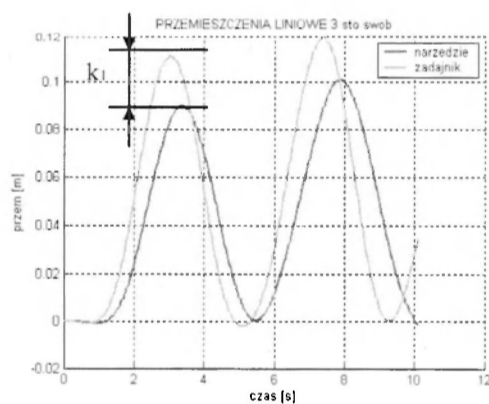
Uzyskane przebiegi wielkości kinematycznych pozwoliły na weryfikację i kontrolę:

- poprawności ruchów łańcucha kinematycznego telemanipulatora
- założonych współczynników skalowania przemieszczeń k dla różnych metod sterowania ruchem.
- czasów opóźnień T w torze przemieszczeń analizowanego układu wieloczłonowego.

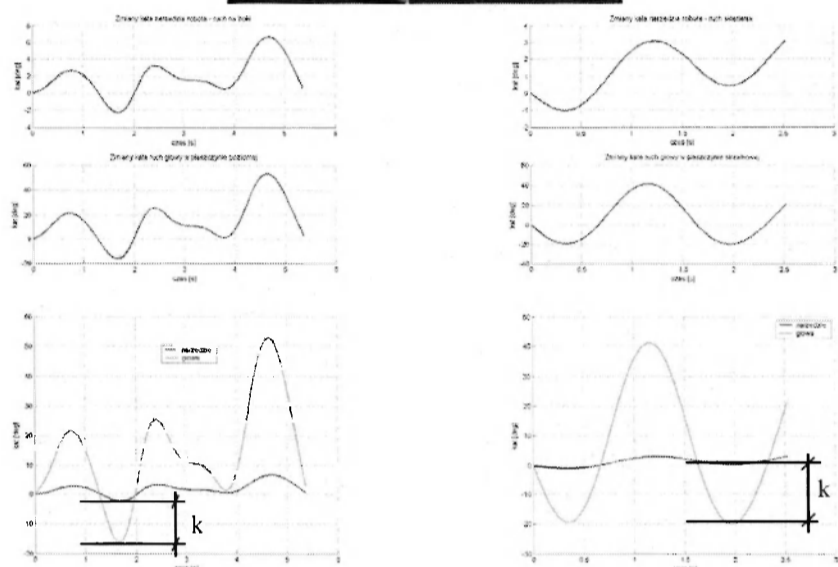
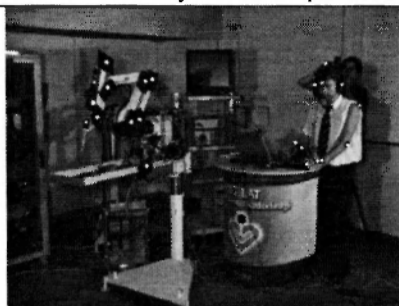
Na rysunkach 4 i 5 pokazano przykładowe skalowanie przemieszczeń w drugim i trzecim stopniu swobody dla sterowania ruchem ramienia robota laparoskopowego zadajnikiem ruchu. Uzyskane wyniki potwierdzają (rys. 4) realizację kinematyki równoległowodowej przez telemanipulator kardiochirurgiczny Robin Heart 1.



Rys. 4. Wartości przemieszczeń kątowych laparoskopowego zadajnika ruchu i ramienia telemanipulatora Robin Heart 1 podczas jego ruchu w 2 DOF



Rys. 5. Wartości przemieszczeń liniowych laparoskopowego zadajnika ruchu i narzędzia toroskopowego podczas jego ruchu w 3 DOF



Rys. 6. Charakterystyki przemieszczeń endoskopu powodowane ruchami głowy chirurga w płaszczyźnie poziomej i strzałkowej (telemanipulator Robin Heart Vision)

5. WNIOSKI

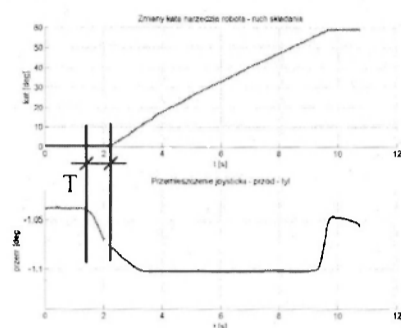
Zaproponowana metodyka badań może mieć zastosowanie do analizy ruchu łańcucha kinematycznego telemanipulatora kardiochirurgicznego.

Zaletą metody jest analiza kinematyki i dynamiki prowadzona na obiekcie rzeczywistym, a nie na modelu wirtualnym. Umożliwia to analizę kinematyczną i dynamiczną rzeczywistej postaci konstrukcyjnej.

Istotną zaletą metody jest rejestrowanie wielkości kinematycznych wielu mechanizmów pozostających ze sobą w interakcji, przez co możliwe staje się badanie ich wzajemnych powiązań np. wyznaczanie/kontrola założonych opóźnień pomiędzy ruchem chirurga, a ruchem końcówki operacyjnej (rys. 7) lub kontrola przyjętych współczynników skalowania przemieszczeń (rys. 4,5).

Metoda w sposób stosunkowo tani umożliwia analizę kinematyczną skomplikowanych mechanizmów lub ich dużej ilości.

Wadą metody jest utrudniona analiza mechanizmów o niewielkich rozmiarach – ograniczeniem jest wielkość odbłaskowego markera.



Rys. 7. Opóźnienie zarejestrowane pomiędzy przemieszczeniem zadajnika ruchu (manipulator drążkowy), a przemieszczeniem endoskopu w 2 DOF

LITERATURA

- [1] Michnik R., Ilewicz G., Jurkojć J., Tejszerska D., Nawrat Z.: Analiza kinematyki telemanipulatora kardiochirurgicznego Robin Heart 1 z wykorzystaniem wideorejestracji – badania wstępne. Roboty Medyczne 2006, Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii
- [2] Ilewicz G. Michnik R., Tejszerska D., Nawrat Z.: Porównanie przebiegów wielkości kinematycznych dla różnych metod sterowania ruchem telemanipulatora kardiochirurgicznego. BioMedTech Silesia 2007, Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii
- [3] Nawrat Z.; Kostka P.: Polish Cardio-robot 'Robin Heart'. System description and technical evaluation". The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery. Int J. Med Robotics Comput Assist Surg 2006; 2: 36-44. Published online 6 March 2006 in Wiley InterScience, DOI:10.1002/rcs.67.
- [4] Nawrat Z., Kostka P., Mianowski K., Małota Z., Kandora A.: Interfejs chirurga dla telemanipulatora Robin Heart – przedstawienie proponowanych rozwiązań.

THE SCIENTIFIC RESEARCHES OF INTERACTION IN MULTIBODY SYSTEM OF CARDIOSURGICAL TELEMANIPULATOR: SURGEON-MASTER TOOL MANIPULATOR-THORACOSCOPE TOOL

Summary. The results of experimental scientific researches into kinematics of cardiosurgical telemanipulator Robin Heart 1 and Robin Heart Vision are presented in this paper. They were realized in The Laboratory of Biocybernetics of Foundation for Cardiac Surgery Development, Zabrze. Kinematic analyses were performed for different methods of control of robots arms (SLAVE part of telemanipulator) movements. Robin Heart 1 was equipped with thoracoscope tool whereas Robin Heart Vision was equipped with endoscope together with instrumentation. Control methods with the use of: laparoscope master tool manipulator, algorithm of computer program, joystick and innovative method of steering endoscope motion by moving of surgeon's head were used. The courses of kinematics of multibody system were obtained with the use of applied methodology of performing experiment. The multibody systems were composed of some elements (the upper limb, master tool manipulator, arm of telemanipulator, operation tool). They were connected in path of transmission of displacement values. It enabled investigation into, among others, influence of displacement generated by surgeon on displacements of operation tool.

Katarzyna JOCHYMCZYK, Dagmara TEJSZERSKA, Katedra Mechaniki Stosowanej,
Politechnika Śląska, Gliwice

ANALIZA CHODU DZIECI Z PORAZENIEM MÓZGOWYM

Streszczenie. W artykule przedstawiono problem jaki stanowi jednostka chorobowa zwana mózgowym porażeniem dziecięcym (mpd) oraz metody służące do analizy chodu dzieci dotkniętych tym schorzeniem. Ponadto na tej podstawie sformułowano założenia do dalszych badań mających na celu podnoszenie efektywności procesu rehabilitacji małych pacjentów.

1. WSTĘP

Mózgowe porażenie dziecięce (mpd) jest jednostką chorobową wywołaną przez uszkodzenie ośrodkowego układu nerwowego w okresie jego rozwoju, czyli między 26 a 34 tygodniem ciąży. Uszkodzenie ośrodkowego układu nerwowego jest przyczyną występowania specyficznych zaburzeń ruchowych takich jak: niedowład, porażenia, ruchy mimowolne, inkoordynacja, mogą wystąpić również zaburzenia w rozwoju umysłowym, mowy, zachowania, autyzm oraz padaczka. W związku z różnorodnością występowania objawów wyróżnia się wiele podziałów mpd.[1] Jednak najbardziej znany jest podział według Ingrama, w którym uwzględnia się następujące postacie kliniczne:

- porażenie kurczowe połowiczne – hemiplegia spastica (niedowład spastyczny jednostronny kończyn),
- obustronne porażenie kurczowe – diplegia spastica (niedowład spastyczny kończyn dolnych),
- obustronne porażenie połowiczne – hemiplegia bilateralis (tetraplegia – niedowład spastyczny czterech kończyn, z przewagą w kończynach górnych u większości pacjentów),
- postać mózdkowa (niezborność kończyn i tułowia),
- postać pozapiramidowa (dystoniczna, ateotyczna, płasawicza). [2]

Niepostępujący zespół objawów chorobowych – mpd w pełni można zdiagnozować w późniejszym okresie życia, wówczas objawy są już znacznie nasilone.

Według statystyk mózgowe porażenie dziecięce występuje u 1,5-3 przypadków na 1000 żywo urodzonych dzieci. Ta częstość wzrasta wielokrotnie w grupie wcześniaków. [3]

2. BADANIA DOŚWIADCZALNE CHODU

Chód człowieka jest formą lokomocji, w której istotną rolę odgrywają zarówno kończyny dolne jak i górne. Kończyny dolne spełniają funkcję podporowo-napędową, natomiast kończyny górne pełnią rolę równoważną dla ich pracy. Praca kończyn jest naprzemienna, a określone fazy ruchów kończyn powtarzają się (ruchy są cykliczne). Ze zjawiskiem chodu ściśle jest związany wydatek energii i tym samym kryterium ekonomiczności ruchów. [5]

Jak już zostało wspomniane wcześniej, chód jest ruchem cyklicznym, w którym można wyodrębnić dwie powtarzające się fazy:

- ✓ podparcie na jednej nodze (faza pojedynczego podparcia),
- ✓ podwójne podparcie (gdy obie stopy równocześnie stykają się z podłożem).

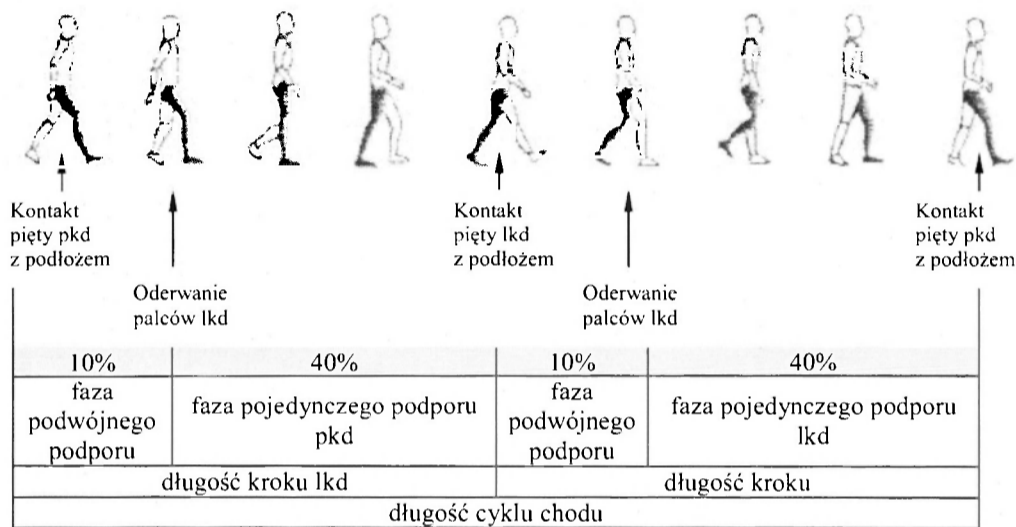
Podstawowym fazom kroku w chodzie nadaje się różne nazwy uwzględniając także specyfikę pracy kończyn.

Fazę podporową można podzielić na trzy okresy:

- ~ okres podporu na pięcie (przeciążenia),
- ~ okres podporu na całej stopie (odciążenia),
- ~ okres podporu na przodostopiu i palcach (propulsji). [4]

W fazie wymachu można wyróżnić trzy okresy (wyznaczone zmienną pędu kończyny wymachowej):

- ~ okres przyspieszenia,
- ~ okres przeniesienia,
- ~ okres hamowania. [4]



Rys. 1. Schemat faz cyklu chodu [6]

2.1. Pomiar wielkości kinematycznych

Metoda wideorejestracji jest jedną z metod fotograficznych, pozwalających na wyznaczenie parametrów kinematycznych i dynamicznych układu ruchu człowieka, w tym przemieszczeń, prędkości i przyspieszeń tych segmentów. [4]

Dzięki umieszczeniu markerów na ciele badanej osoby, można wygenerować w komputerze model przestrzenny szkieletu.

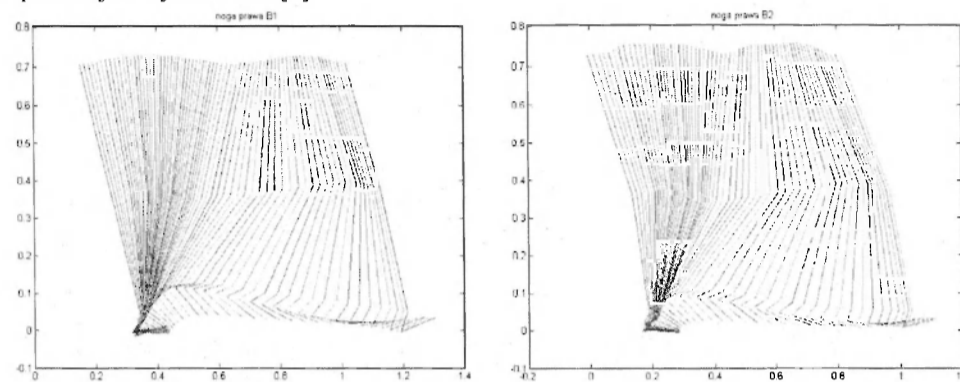
Program komputerowy wykorzystywany do badania umożliwia obliczenie wielkości kinematycznych:

- ~ względnych i bezwzględnych przemieszczeń liniowych i kątowych,
- ~ prędkości,
- ~ przyspieszeń,
- ~ wartości kątów między segmentami.

Można wyznaczyć także:

- ~ masy poszczególnych segmentów,
- ~ położenia środków mas,
- ~ momenty bezwładności. [4]

Dzięki wykorzystaniu metody wideorejestracji we wszystkich fazach chodu można dokonać obliczeń sił i momentów działających na segmenty kończyn stosując odpowiednie zależności matematyczne. Poniżej zostały przedstawione wykresy wartości przemieszczeń, przyspieszeń oraz zmian kątów między segmentami kończyny dolnej podczas chodu w postaci jawnej do czasu. [4]



Rys. 2. Przemieszczenia segmentów kończyny dolnej podczas chodu

Ze względu na konieczność porównania ze sobą cech osobniczych z wyznaczonymi wielkościami wykorzystuje się metody statystyczne.

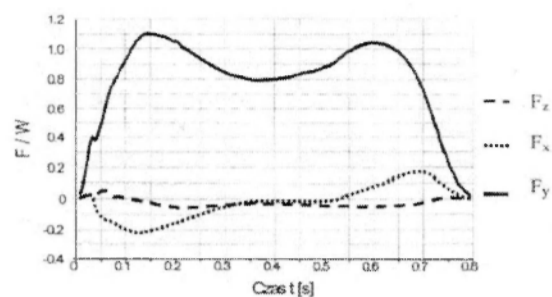
2.2. Pomiar sił reakcji podłoża

Obecnie produkcją platformą mierzących siły reakcji podłoża zajmują się takie koncerny, jak: Kistler (pionier jeśli chodzi o produkcję platform piezoelektrycznych), Semperdyn, Takei and Comp. Platformy te są zróżnicowane pod względem konstrukcji, materiału i funkcji, można je wykorzystywać do różnych badań, między innymi w Cash testach, zawodach pływackich czy lekkoatletycznych (bieg, chód) oraz podczas rehabilitacji. [4]

Za pomocą platformy Kistlera można dokonywać pomiaru nie tylko składowych sił reakcji podłoża i momentów, ale można również badać rozkład obciążeń działających na powierzchnię stopy lub podeszwy obuwia. Wykorzystuje się do tego specjalną platformę z pleksiglasową płytą pomiarową.

Ważną rolę odgrywają również metody statystyczne, stosowane z konieczności powiązania ze sobą cech osobniczych (ciężar ciała, wzrost, wymiary antropometryczne) z wyznaczonymi wielkościami. Bardzo często opracowuje się wzorcowe przebiegi lub wartości analizowanych parametrów, są one później wykorzystywane w badaniach lokomocji i analizowaniu stanów patologicznych. [4]

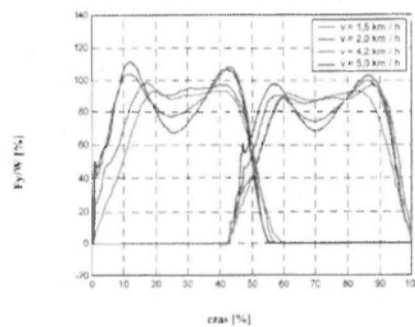
Podczas pomiarów reakcji podłoża stosuje się zapisy analogowe lub analogowo-cyfrowe oraz cyfrowe przetwarzanie danych. Układ współrzędnych przyjęty zgodnie z zaleceniami ISB (odnośnie do badań doświadczalnych chodu), jednak przede wszystkim do pomiarów reakcji sił podłoża na platformach Kistlera. [4]



Rys. 3. Siły reakcji podłoża podczas chodu [4]

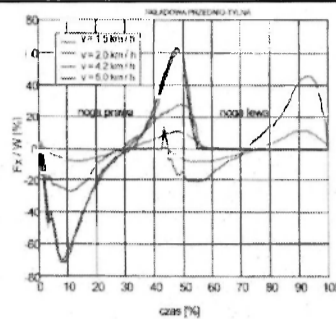
Położenie i wartość składowych sił reakcji podłoża są zależne od kilku czynników: wypadkowej siły reakcji podłoża przyłożonej w punkcie kontaktu stopy z podłożem i od cech osobniczych badanego [4, 5].

Składowa pionowa siły F_y posiada dwa szczyty: jeden w chwili postawienia pięty i drugi w chwili odbicia. Wartości maksymalne przekraczają o około 20 – 30% wartość równą ciężarowi ciała, zaś w fazie środkowej jest krótki okres „odciążenia” (około 80%), tzn., że nacisk jest mniejszy niż ciężar ciała. Wraz ze zmianą prędkości chodu zmienia się kształt tej składowej. Podczas chodu z małą prędkością bliską 1 – 2 km/h, trudno wyróżnić wspomniane szczyty, ponieważ nie ma spadku siły między nimi. W przypadku, gdy prędkość chodu jest duża i czas oparcia stopy na podłożu krótki, szczyty składowej pionowej siły reakcji podłoża są wyraźnie widoczne [4, 5].



Rys. 4. Analiza przebiegów składowej pionowej reakcji podłoża przy różnych prędkościach chodu [4]

W płaszczyźnie poziomej występują dwie składowe: F_x – działająca w kierunku przednio-tylnym oraz F_z – działająca w kierunku bocznym. W pierwszej fazie następuje tzw. hamowanie, składowa przednio-tylna ma wartość ujemną (czyli zwrot przeciwny do kierunku chodu), odpowiada to fazie amortyzacji. Składowa przyspieszająca ruch postępowy ciała uwidacznia się z chwilą przejścia rzutu pionowego środka ciężkości przed punkt podparcia, którą utożsamia się z rozpoczęciem fazy odbicia. Kształt składowej bocznej reakcji podłoża zależy przede wszystkim od sposobu stawiania stopy przez badanego na zewnątrz od środkowej wyznaczającej kierunek ruchu i będzie ona tym większa, im bardziej na zewnątrz zwracane są stopy. Wielkości maksymalne składowej przednio-tylnej oraz bocznej zależą od prędkości chodu [4, 5].



Rys. 5. Analiza przebiegów składowej przednio-tylnej reakcji podłoża przy różnych prędkościach chodu. [4]

2. ZAŁOŻENIA DO METODYKI BADAŃ CHODU DZIECI Z PORAŻENIEM MÓZGOWYM

Wzrost urazów okołoporodowych oraz uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego u dzieci w okresie płodowym (mózgowe porażenie dziecięce - MPD), a także postęp rehabilitacji wskazują na możliwość prowadzenia badań interdyscyplinarnych z zastosowaniem różnych technik. W celu zwiększenia szansy na osiągnięcie sprawności oraz w miarę samodzielny byt w społeczeństwie prowadzi się odpowiednio ukierunkowaną kompleksową rehabilitację. Badania modelowe narządu ruchu podczas chodu z zastosowaniem metod numerycznych są jedną z najdynamiczniej rozwijających się dziedzin biomechaniki. Umożliwiają one lepsze poznanie parametrów kinematycznych i dynamicznych, sposobu sterowania ruchem a także przyczyn zaburzeń równowagi i innych objawów patologii.

Sformułowanie przestrzennego modelu matematycznego ruchu dziecka z zaburzeniem równowagi i patologią chodu umożliwi analizę determinantów chodu mających istotny wpływ na zapewnienie możliwie małych oscylacji środka masy ciała. Utrzymanie równowagi i skoordynowanie ruchów kończyn dolnych wiąże się z dojrzewaniem ośrodkowego układu nerwowego, który wraz z układem mięśniowo szkieletowym kształtuje wzorzec chodu dziecka. Wyznaczenie przebiegów wartości wybranych (znaczących w procesie chodu) sił mięśniowych u dziecka niepełnosprawnego i porównanie ich z przebiegami wartości zdrowych dzieci umożliwi nie tylko jakościowe, ale również ilościowe określenie efektywności funkcjonowania napięcia mięśniowego podczas zadanego ruchu. Równocześnie przeprowadzane badania doświadczalne w Centrum Zdrowia Dziecka i Matki w Katowicach Ligocie za pomocą wideorejestracji umożliwią uzyskanie parametrów kinematycznych chodu pacjentów.

Analiza biomechaniczna elementów patologii chodu dzieci z porażeniem mózgowym ma doprowadzić do ujawnienia odchyłeń od wzorca chodu, które po rozpoznaniu będą poddane procesowi wyrównawczemu zarówno interwencji chirurgicznej jak i adekwatnemu postępowaniu rehabilitacyjnemu.

3. PODSUMOWANIE

Celem niniejszej pracy było przedstawienie metod wykorzystywanych do analizy chodu dzieci z porażeniem mózgowym i na ich podstawie sformułowanie założeń do dalszych badań służących doskonaleniu procesu rehabilitacji.

LITERATURA

- [1] Bober T., Kobel-Buys K.: Mózgowe porażenie dziecięce z doświadczeń trzyletniego programu rehabilitacyjnego. Wydawnictwo AWF, Wrocław 2006.
- [2] Michałowicz R.: Mózgowe porażenie dziecięce. PZWL, Warszawa 2001.
- [3] Koman LA, Smith BP, Shilt JS.: Cerebral Palsy. Lancet. 2004.
- [4] Tejszerska D., Switoński E.: Biomechanika inżynierska. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004.
- [5] Bober T.: Biomechanika chodu i biegu, Studia i monografie AWF we Wrocławiu, zeszyt nr 8, Wrocław 1985.
- [6] Nałęcz M.: Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000 – Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna, tom 5, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2004.

ANALYSIS OF THE CHILDREN'S GAIT WITH CEREBRAL PALSY

Abstract. The article introduces very briefly the problem of the children's cerebral palsy and the methods which can be used to analyse the gait of the children with increasing this kind of illness. Moreover, it gives the base to further investigations thanks to which the effectiveness of the rehabilitation process of the youngest patients.

Antoni JOHN, Monika MIARKA, Katedra Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice

ANALIZA ROZMYTA ELEMENTÓW UKŁADÓW BIOMECHANICZNYCH

Streszczenie. Analiza numeryczna układów biomechanicznych natrafia na liczne problemy związane z budową modelu numerycznego rozpatrywanego obiektu. Pierwsze niedokładności powstają przy odwzorowywaniu geometrii, kolejne związane są z wartościami stałych materiałowych (wynikającymi z różnych danych źródłowych oraz z różnych metod eksperymentalnych). Mając to na uwadze autorzy artykułu zastosowali arytmetykę rozmytą w celu analizy wybranych elementów biomechanicznych. Podjęto próbę zastosowania wnioskowania rozmytego do generowania modułu Younga na podstawie wybranych cech populacji.

1. WSTĘP

Biomechanika inżynierska zajmuje się wieloma zagadnieniami dotyczącymi funkcjonowania i budowy poszczególnych elementów ludzkiego ciała. W związku z tym, że analizowanie przemieszczeń, odkształceń czy naprężeń struktur anatomicznych i implantów „in vivo” byłoby bardzo trudne, symuluje się naturalne warunki, stany chorobowe czy zwyrodnieniowe w laboratorium doświadczalnym lub komputerowym. W związku z tym układy rzeczywiste zastępuje się wyidealizowanymi układami biomechanicznymi. Przyczynia się to do powstawania błędów, które wynikają z niedokładnego odwzorowania geometrii oraz niedokładnych wartości stałych materiałowych (wynikających z różnych danych źródłowych oraz różnych metod eksperymentalnych).

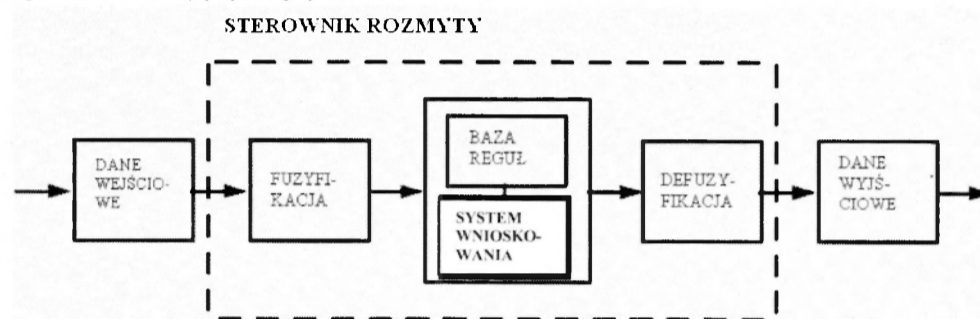
W celu przeprowadzenia analizy uwzględniającej powyższe niejednoznaczności posłużono się arytmetyką interwałową [1] oraz rozmytą. W pracy do obliczeń numerycznych wykorzystano metodę elementów skończonych. Parametry materiałowe zamodelowano jako rozmyte, przypisując im funkcje przynależności. Zastosowano wnioskowanie rozmyte do generowania modułu Younga dla wybranych cech osobniczych.

Przeprowadzona analiza interwałowa umożliwia ocenę wybranych wielkości nie tylko dla dyskretnej wartości parametrów materiałowych, ale dla przyjętego zakresu zmienności, co znacznie dokładniej odwzorowuje rzeczywistość.

2. GENEROWANIE MODUŁU YOUNGA ZA POMOCĄ STEROWNIKA ROZMYTEGO

Bardzo często należy wyznaczyć rozkład naprężeń, odkształceń i przemieszczeń przed interwencją chirurgiczną. Ze względu na bezpieczeństwo pacjenta pod uwagę brane są tylko dwie metody: testy przeprowadzone na modelu i symulacja numeryczna. Numeryczne obliczenia wymagają znajomości parametrów materiałowych. Pomimo wielu przeprowadzonych badań, nie udało się jak do tej pory określić jednoznacznej zależności pozwalającej wyznaczyć moduł Younga tkanki kostnej dla poszczególnych elementów układu kostnego dla konkretnego pacjenta. Parametry materiałowe kości zależą od wielu czynników: płci, wieku, stanu zdrowia, trybu życia, środowiska i wielu innych [2].

Jednym z efektywnych sposobów wyznaczenia modułu Younga może być wnioskowanie rozmyte. Aby stworzyć system rozmyty (Rys.1) generujący moduł Younga wymagana jest wiedza eksperta, którą w tym wypadku reprezentować mogą wyniki kliniczne dla odpowiednio dużej populacji pacjentów.



Rys.1. Model systemu rozmytego

Jako dane wejściowe do danego modelu przyjęto:

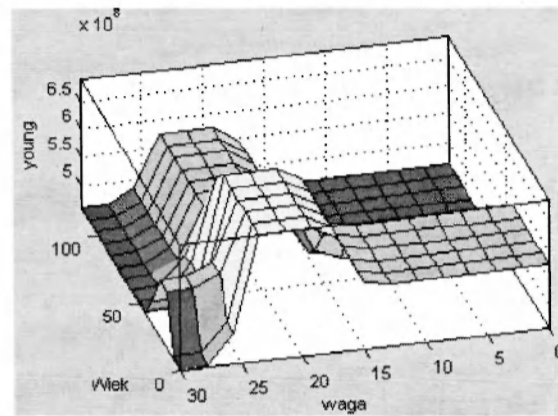
- wiek – do modelowania zastosowano cztery funkcje przynależności Z, dwie gaussowskie oraz S dla odpowiednio: dzieci, młodzieży, dorosłych i starców,
- płeć – stworzono dwa oddzielne systemy rozmyte dla kobiet i mężczyzn,
- wskaźnik BMI – użyto trzy funkcje przynależności Z, gaussowską i S dla odpowiednio niedowagi, normy i nadwagi,
- tryb życia – zastosowano dwie funkcje przynależności Z dla siedzącego trybu życia, S dla aktywnego trybu życia.

Moduł Younga, który stanowi wyjście z systemu, został zamodelowany za pomocą siedmiu gaussowskich funkcji przynależności. Zastosowano model wnioskowania typu Mamdaniego, który jest idealny dla modelowania „ludzkich” danych wejściowych. Użyto 24 reguły typu IF-TIEN. Rysunek 2 pokazuje zależność modułu Younga od wieku i wagi, podczas gdy rysunek 3 prezentuje zależność modułu Younga od wieku i trybu życia (siedzący/aktywny). Moduł Younga rośnie sukcesywnie od wieku młodzieńczego do wieku średniego osiągając swoją maksymalną wartość pomiędzy 40 a 50 rokiem życia, po czym raptownie spada. Kość mężczyzn charakteryzuje się wyższą wartością modułu Younga niż kość kobiet. Wzrost aktywności powoduje wzrost wartości modułu Younga.

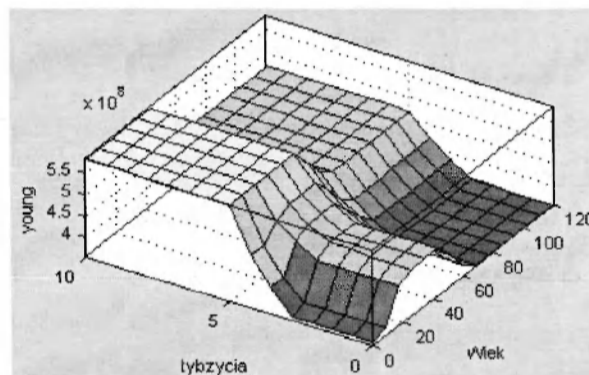
Tabela 1 przedstawia wyniki przeprowadzonych symulacji dla określonych grup wiekowych. Dla konkretnej grupy wiekowej wykonano obliczenia przy zmianie jednej z danych wejściowych:

- dla dzieci pokazano różnice wartości modułu Younga dla aktywnego i siedzącego trybu życia,

- dla młodzieży założono istnienie małej niedowagi oraz przyjęto aktywny i siedzący tryb życia,
- dla dorosłych wskazano różnice występujące dla osobników prowadzących średnioaktywny tryb życia oraz mających wagę w normie lub nadwagę,
- dla osób w wieku starszym pokazano wpływ wagi oraz trybu życia.



Rys. 2. Wykres zależności modułu Younga od wieku i wagi (wskaźnik BMI)



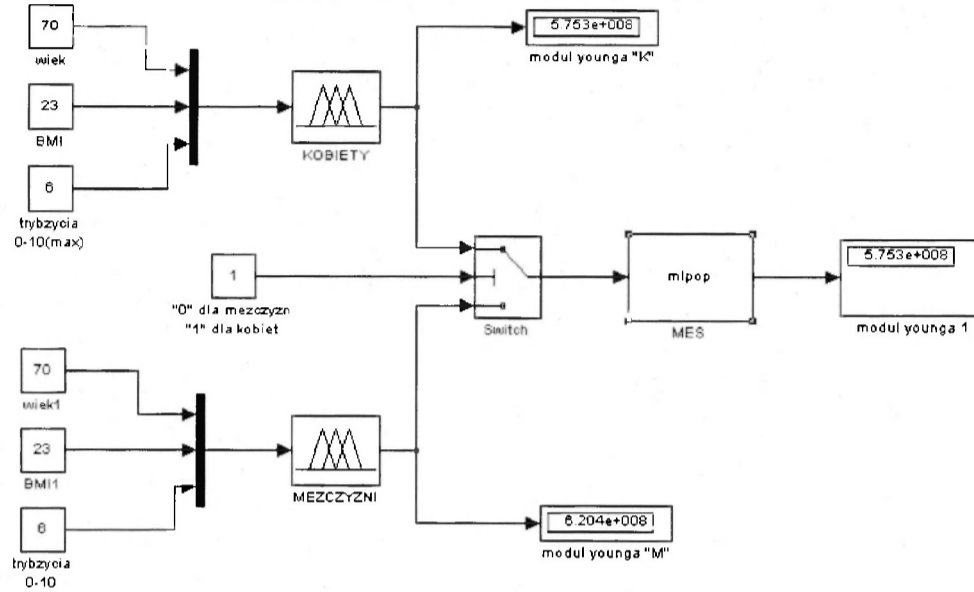
Rys. 3. Wykres zależności modułu Younga od wieku i trybu życia (aktywny/siedzący)

Tab. 1. Wyniki przeprowadzonych symulacji

Lp.	Wiek	Wskaźnik BMI	Tryb życia	Moduł Younga	
				Kobiety	Mężczyźni
1	10	21	2	4,437 E+08	5,443E+08
2	10	21	8	5,884E+08	7,157E+08
3	25	17	3	5,045E+08	6,095E+08
4	25	17	7	5,85E+08	7,044E+08
5	44	22	7	7,439E+08	
6	44	26	7	5,521E+08	6,652E+08
7	70	26	2	4,349E+08	5,328E+08
8	70	23	6	5,153E+08	6,266E+08

3. WYZNACZANIE NAPRĘŻEN W MODELU KOŚCI DŁUGIEJ

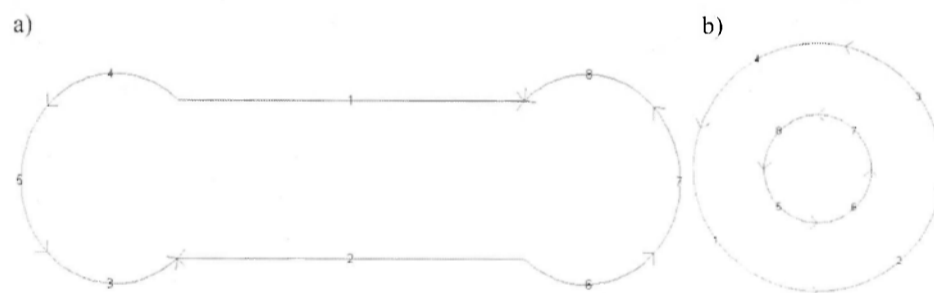
Wyznaczony za pomocą systemu rozmytego moduł Younga stanowił wejście do modułu obliczającego metodą MES naprężenia i odkształcenia w przekroju podłużnym i poprzecznym kości długiej (rys. 4). Do obliczeń MES wykorzystano toolbox PDE.



Rys. 4. Schemat modelu wnioskowania rozmytego oraz wyznaczania naprężeń i odkształceń metodą MES za pomocą systemu Simulink

Zadano następujące warunki brzegowe (rys. 5):

- na brzegach 5a i 1b zerowe warunki Dirichleta,
- na brzegach 1a-5a, 8a, 2b, 4b-8b zerowe warunki Neumanna,
- na brzegu 7a zadano obciążenie 650 N skierowaną do brzegu,
- na brzegu 3b zadano obciążenie 100 N skierowane do brzegu

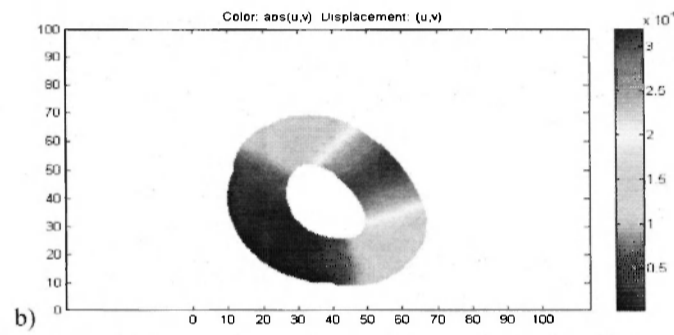
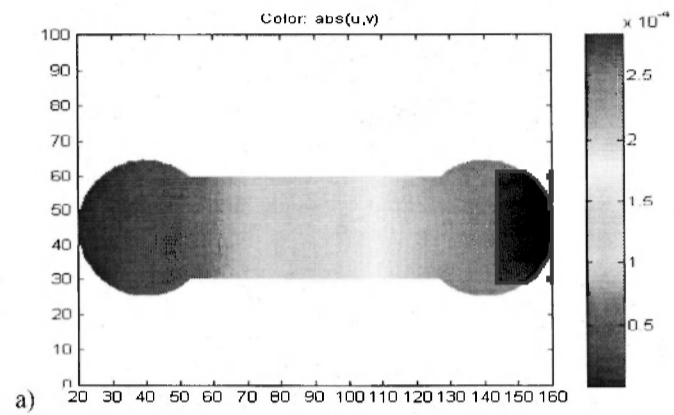


Rys. 5. Model przekroju a) podłużnego b) poprzecznego kości długiej z zaznaczonym podziałem na brzegi

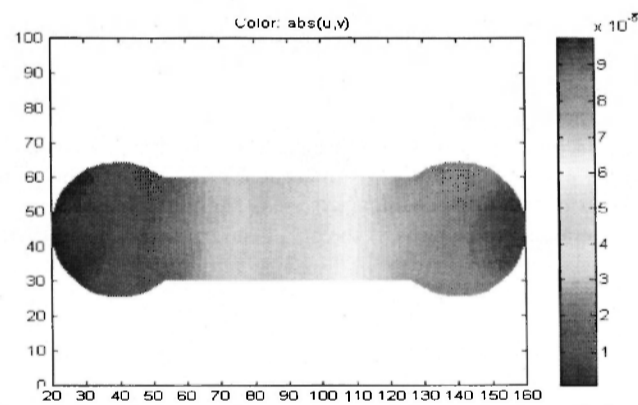
Poniżej zamieszczono wyniki symulacji przeprowadzone w dwóch przypadkach:

- dla 70-letniej kobiety z otyłością prowadzącą siedzący tryb życia (tab. 1, rys. 6),
- dla 44-letniego mężczyzny w wagę w normie prowadzącego aktywny tryb życia (tab.1, rys.7, 8).

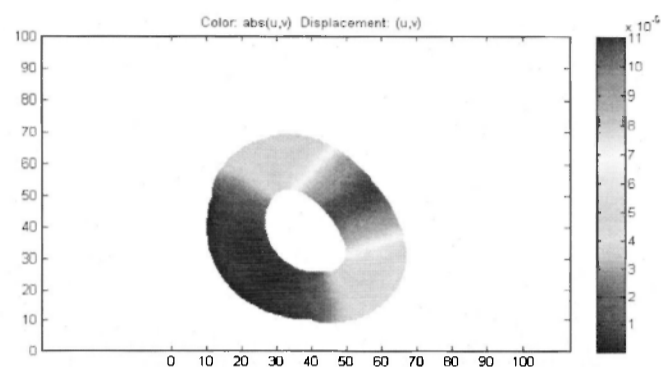
Osie na rysunkach 6-8 odpowiadają wymiarom [mm] kości w przekroju podłużnym i poprzecznym.



Rys. 6. Rozkład przemieszczeń w modelu przekroju a) podłużnego i b) poprzecznego kości długiej kobiety dla PSN, PSO



Rys. 7. Rozkład przemieszczeń w modelu przekroju podłużnego kości długiej mężczyzny dla PSN



Rys. 8. Rozkład przemieszczeń w modelu przekroju poprzecznego kości długiej mężczyzny dla PSO

3. WNIOSKI

Zaproponowane podejście może w przyszłości stanowić efektywny sposób określania parametrów materiałowych indywidualnie dla każdego pacjenta. Analizując otrzymane wyniki można zauważyć, że wartości odkształcenia i przemieszczenia dla dwóch pacjentów o różnej wadze, trybie życia i płci mogą znacznie odbiegać od siebie. Aby stworzyć system wspomagający diagnozowanie, potrzeba jednak znacznie dokładniejszych i szerszych danych eksperymentalnych oraz wiedzy eksperta.

LITERATURA

- [1] John A., Miarka M., Orantek P.: Analiza interwałowa wybranych elementów układu kostnego człowieka, Modelowanie Inżynierskie, tom 1, zeszyt 33, Gliwice 2007.
- [2] John A., Miarka M., Orantek P.: The interval and fuzzy analysis of the human pelvic bone, przyjęto na konferencję CMM – 2007, Łódź – Spała.

FUZZY ANALYSIS OF THE BIOMECHANICAL SYSTEMS ELEMENTS

Summary. Numerical modeling results in many errors. Moreover the material properties are not precise (it result form different literature sources and different experimental methods). The authors of the article used fuzzy numbers to analyze selected elements of the biomechanical systems. The fuzzy reasoning was used to derive Young modulus on the basis of the age, gender, life style and BMI factor.

Antoni JOHN, Piotr WYSOTA, Katedra Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice

ANALIZA SPRĘŻYSTO – PLASTYCZNA UKŁADÓW BIOMECHANICZNYCH

Streszczenie. W pracy przeprowadzono analizę wytrzymałościową liniowo sprężystą i sprężysto-plastyczną i porównano wyniki w przypadku dwóch układów biomechanicznych: połączenia odłamów kostnych kości udowej stabilizatorem płytkowym Polfix oraz połączenia kręgów szyjnych kręgosłupa stabilizatorem D-Fun-M. Zbadano wpływ obciążenia układów, materiałów przyjętych na implanty oraz typu rozpatrywanego zagadnienia na wielkości charakteryzujące stan wewnętrzny ośrodka (naprężenia, odkształcenia). Jest to istotne w przypadku dużych obciążeń (lub przeciążenia) układu.

1. WSTĘP

Układ kostny człowieka jest narażony na liczne urazy. Ulegają nim zarówno kości, jak i stawy. Do urazów kostnych zalicza się m.in. złamania i pęknięcia kości. Obecnie problemy związane z leczeniem i rehabilitacją to nie tylko zadanie dla lekarzy, ale również specjalistów z innych dziedzin, m.in.: biologów, chemików, mechaników i materiałoznawców. Współpraca między specjalistami z tych dziedzin nauki może przyczynić się do polepszenia metod leczenia [1, 3].

1.1. Urazy kości

Złamania kości długich mogą być leczone z wykorzystaniem osteosyntezy zewnętrznej – urządzeń, które sztywno utrzymują odłamy kostne w odpowiedniej pozycji za pomocą przymocowanej do kości ramy (z wykorzystaniem wkrętów). Metoda ta może być zastosowana zarówno do leczenia jak i do diagnozowania procesu leczenia [2, 4]. Leczenie z zastosowaniem stabilizacji zewnętrznej pozwala na kontrolę procesu zrostowego przez pomiar obciążeń przenoszonych przez ramę stabilizatora pojawiających się podczas zadawania obciążeń na kość i zależnych od właściwości mechanicznych szczeliny złamania [7, 11]. Najważniejszym zadaniem aparatów stabilizacyjnych jest przeniesienie obciążenia z jednego odcinka kostnego na drugi za pomocą stabilizatora oraz zabezpieczenie odłamów kostnych przed przemieszczeniami względem siebie.

1.2. Urazy kręgosłupa szyjnego

Jednymi z częstych dolegliwości kręgosłupa są urazy odcinka szyjnego. Ta część kręgosłupa jest najbardziej ruchoma (zapewnienie odpowiednich ruchów głowie) i zarazem najdrobniejsza – niewielkie rozmiary kręgów wynikają z niedużego obciążenia, jakie muszą przenosić [6, 8]. Wszystko to sprawia, że odcinek ten ma delikatną budowę i jest podatny na urazy. Leczenie operacyjne urazów kręgosłupa powinno spełnić trzy zasadnicze funkcje:

- ◆ umożliwić przywrócenie funkcji nerwom i rdzeniowi kręgowemu (przez odciążenie uszkodzonych partii kręgosłupa),
 - ◆ odtworzyć strukturę anatomiczną kręgosłupa, szczególnie kanału kręgowego),
 - ◆ umożliwić przywrócenie stabilności w uszkodzonym odcinku kręgosłupa.
- Nadal trwają poszukiwania metod spełniających jednocześnie wszystkie te kryteria [5, 9].

2. MODELE NUMERYCZNE

Aby zapoznać się bliżej z zagadnieniami stabilizacji kości długich oraz stabilizacji kręgów szyjnych kręgosłupa, zbadać relacje występujące między poszczególnymi wielkościami charakteryzującymi stan wewnętrzny ciał opracowano modele numeryczne:

- kości udowej złamanej w dwóch miejscach i połączonej stabilizatorem płytkowym Polfix (model opisano w rozdz. 2.1),
- dwóch kręgów szyjnych kręgosłupa połączonych zestawem stabilizacyjnym D-Fun-M (model przedstawiono w rozdz. 2.2).

2.1. Stabilizator kości Polfix

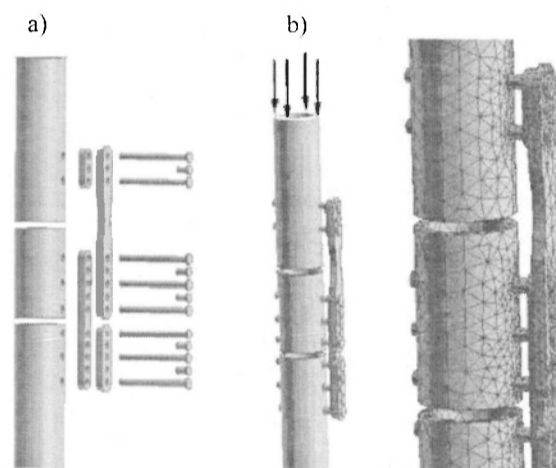
Podczas opracowywania modelu poczyniono następujące założenia:

- kość korową zamodelowano w postaci trzech kawałków rury symbolizujących odłamy kostne,
- stabilizator jest zbudowany z wkręty łączące i płytki zespalające (geometrię wykonano na podstawie dokumentacji technicznej),
- założono idealne połączenie między elementami stabilizatora a kością,
- w obliczeniach pominięto lepko – sprężyste własności tkanki kostnej,
- w rozpatrywanym modelu zadano następujące warunki brzegowe:
 - utwierdzenie sztywne – nałożone na dolną powierzchnię kości,
 - siły węzłowe – zadane na górnej powierzchni kości.

Na podstawie danych literaturowych przyjęto następujące stałe materiałowe dla kości: $E_{kość} = 20000 \text{ MPa}$; $\nu_{kość} = 0,35$; $R_{p0,2} = 100 \text{ MPa}$; $E_t = 600 \text{ MPa}$; $R_m = 107 \text{ MPa}$; $R_c = 159 \text{ MPa}$ (E – moduł Younga, ν – ułamek Poissona, $R_{p0,2}$ – granica plastyczności, E_t – moduł wzmocnienia, R_m – wytrzymałość na rozciąganie, R_c – wytrzymałość na ściskanie).

Elementy stabilizatora zostały wykonane ze stali 316 LVM (zgodnie z ASTM). Rozpatrzono dwa warianty [13]:

- stop D wykończony na zimno ($E = 170 \text{ GPa}$; $\nu = 0,3$; $R_{p0,2} = 300 \text{ MPa}$; $E_t = 5000 \text{ MPa}$),
- stop D przerobiony na zimno ($E = 170 \text{ GPa}$; $\nu = 0,3$; $R_{p0,2} = 690 \text{ MPa}$; $E_t = 20000 \text{ MPa}$).

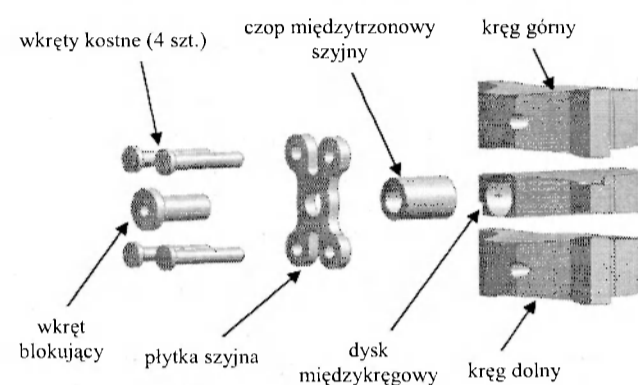


Rys. 1. Model kości uległej złamaniu i połączonej stabilizatorem płytkowym: a) elementy składowe, b) warunki brzegowe i dyskretyzacja

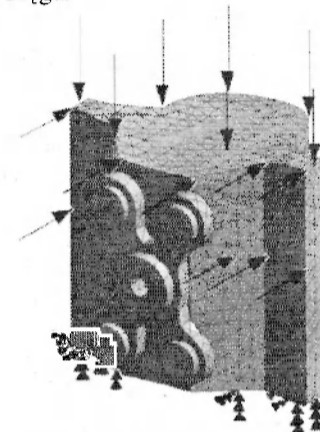
2.2. Stabilizator kręgów D-Fun-M

Podczas budowy modelu poczyniono następujące założenia:

- ♦ kręgi zamodelowano w postaci brył odkształcalnych,
- ♦ założono idealne połączenie między elementami stabilizatora a kręgami,
- ♦ w obliczeniach pominięto lepko – sprężyste własności tkanki kostnej,
- ♦ w rozpatrywanym modelu zadano następujące warunki brzegowe:
 - utwierdzenie sztywne – nałożone na dolną powierzchnię kręgu,
 - zastosowano trzy przypadki obciążenia:
 - siłę zadano jedynie na górną powierzchnię kręgu,
 - siłę zadano zarówno na górną jak i na przednią powierzchnię kręgu,
 - siłę zadano zarówno na górną jak i na tylną powierzchnię kręgu.



Rys. 2. Elementy składowe modelu



Rys. 3. Model z podziałem na elementy skończone

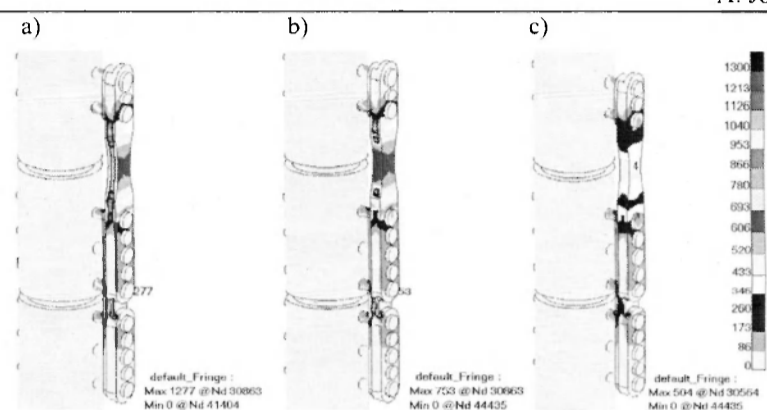
Własności materiałowe:

- ❖ kość: $E_{kość} = 20$ GPa; $\nu_{kość} = 0,35$; $R_{p0,2} = 100$ MPa; $E_t = 0,6$ GPa; $R_m = 97$ MPa; $R_c = 140$ MPa;
- ❖ stabilizator – rozpatrzono sześć przypadków materiałowych [10,12]:
 - stal 316 LVM, stop wykończony na zimno (rozd. 2.1),
 - stal 316 LVM, stop przerobiony na zimno (rozd. 2.1),
 - stop HS – 21 – Protasul 2: $E = 200$ GPa; $\nu = 0,3$; $R_{p0,2} = 450$ MPa; $E_t = 25$ GPa;
 - stop HS – 25 (Co-Cr-W-Ni-Mo): $E = 220$ GPa; $\nu = 0,3$; $R_{p0,2} = 310$ MPa; $E_t = 22$ GPa;
 - stop Tytanu przesycony: $E = 110$ GPa; $\nu = 0,33$; $R_{p0,2} = 240$ MPa; $E_t = 14$ GPa;
 - stop Tytanu przerobiony na zimno: $E = 110$ GPa; $\nu = 0,33$; $R_{p0,2} = 520$ MPa; $E_t = 10$ GPa.

3. WYNIKI

3.1 Stabilizator Polfix

Obliczenia przeprowadzono dla obciążeń kości wynoszących odpowiednio: 400N, 600N, 800N, 1000N i 1200N. W każdym przypadku wyznaczono rozkłady przemieszczeń, naprężeń i odkształceń w badanym modelu. Obliczenia przeprowadzono w oparciu o hipotezę Hubera oraz warunek plastyczności Hubera – Misesa.



Rys. 4. Rozkład naprężeń dla obciążenia 1200 N dla: a) liniowej statyki oraz zagadnienia nieliniowego dla stopu: b) przerobionego na zimno, c) wykończonego na zimno

Rezultaty obliczeń zamieszczono w Tabeli 1.

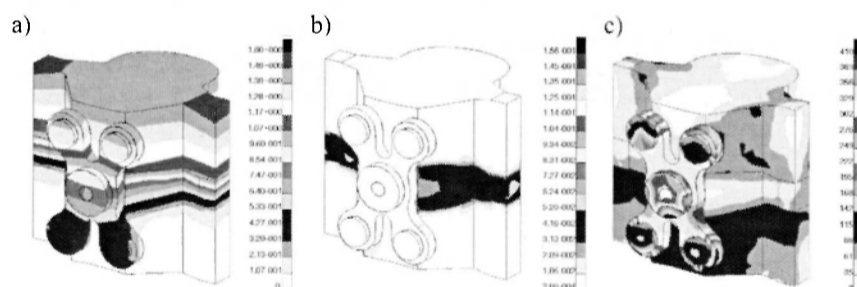
Tabela 1. Zestawienie wyników

Siła [N]	Statyka		Stop D przerobiony na zimno			Stop D wykończony na zimno		
	u [mm]	σ [MPa]	u [mm]	ϵ [$\cdot 10^{-3}$]	σ [MPa]	u [mm]	ϵ [$\cdot 10^{-3}$]	σ [MPa]
400	5.35	426	5.35	2.18	425	5.35	2.18	303
600	8.02	639	8.02	3.27	618	8.09	3.81	311
800	10.70	852	10.70	4.36	700	11.61	6.37	324
1000	13.38	1064	13.37	5.64	726	28.09	16.91	376
1200	16.04	1277	16.09	7.15	753	74.00	42.86	504

3.2 Stabilizator D-Fun-M

Obliczenia przeprowadzono dla następujących wariantów obciążeń:

- dla siły osiowej zadanej na górną powierzchnię modelu wynoszącej $F=30$ N,
- dla przypadku, gdy oprócz siły osiowej działa także siła z kierunku przedniego $F_2=60$ N,
- dla przypadku, gdy oprócz siły osiowej działa także siła z kierunku tylnego $F_2=60$ N



Rys. 5. Rozkłady dla modelu wykonanego z stali 316 LVM stopu wykończonego na zimno dla przypadku, gdy występuje zarówno obciążenie osiowe (30N), jak i tylne (60N): a) przemieszczenia [mm] (nieliniowa statyka), b) odkształcenia (zagadnienie liniowe), c) naprężenia zredukowane [MPa] (nieliniowa statyka)

Obliczenia przeprowadzono dla hipotezy wyężeniowej Hubera oraz warunku plastyczności Hubera – Misesa, przyjęto sześć przypadków materiałowych (ich własności przedstawiono w rozdz. 2.2). Rezultaty obliczeń zamieszczono w Tabeli 2.

Tabela 2. Zestawienie wyników

Rodzaj materiału	Obciążenie osiowe (30N)				Obciążenie osiowe (30N) i obciążenie tylne (60N)			
	Liniowa statyka		Zagadnienie nieliniowe		Liniowa statyka		Zagadnienie nieliniowe	
	u [mm]	σ [MPa]	u [mm]	σ [MPa]	u [mm]	σ [MPa]	u [mm]	σ [MPa]
stal 316LVM stop wykończony na zimno	0.40	200	0.41	200	1.10	1418	1.6	410
stal 316LVM stop przerobiony na zimno	0.40	200	0.41	204	1.10	1418	1.32	882
stop HS – 21 Protasul 2 (Co – Cr – Mo)	0.40	228	0.41	232	1.07	1581	1.37	774
stop HS – 25 (Co – Cr – W – Ni – Mo)	0.39	246	0.41	242	1.05	1684	1.45	659
stop Tytanu przesycony	0.40	185	0.41	141	1.17	1048	1.62	486
stop Tytanu przerobiony plastycznie na zimno	0.40	185	0.41	143	1.17	1048	1.43	642

4. PODSUMOWANIE

Na podstawie przeprowadzonych obliczeń i uzyskanych wyników można sformułować następujące wnioski:

- ✓ Dla poszczególnych wariantów obciążeń rozkłady mają podobny przebieg (największe i najmniejsze wielkości występują praktycznie w tych samych miejscach) natomiast występuje istotna różnica w ich wartościach.
- ✓ Wartości naprężeń zależą od przyjętego materiału (własności wytrzymałościowych), rodzaju rozpatrywanego zagadnienia oraz wartości obciążenia.
- ✓ Różnica między naprężeniami uzyskanymi w analizie liniowej i nieliniowej, zależy od własności materiałowych (dla stopu o niższej granicy plastyczności jest większa) oraz obciążenia układu (im większe wartości obciążenia tym większa różnica).
- ✓ W elementach stabilizatorów występują znacznie wyższe wartości naprężenia niż w kości i kręgach (dla połączenia kostnego największe naprężenia występują w stabilizatorze na wysokości złamań, natomiast dla połączenia kręgów największe wartości naprężeń występują w miejscach połączeń wkrętów kostnych z płytką szyjną).
- ✓ Uwzględnienie lepko–sprężystych własności tkanki kostnej pozwoliłoby na uzyskanie rezultatów jeszcze lepiej oddających warunki rzeczywiste.
- ✓ Relacja pomiędzy własnościami materiałowymi implantu i kości wpływa na wyniki obliczeń.
- ✓ Przeprowadzona analiza pokazuje, że dobór stabilizatora (zarówno rozwiązania konstrukcyjnego jak i zastosowanego materiału) powinien uwzględniać indywidualne cechy osobnicze oraz kształt i rodzaj złamania.

- ✓ Uzyskane rezultaty mogą być pomocne w procesie wspomagania projektowania aparatów stabilizacyjnych dla konkretnych przypadków klinicznych.

LITERATURA

- [1] An Y.H., Draughn R.A. (Ed.): Mechanical testing of bone and the bone – implant interface. CRC Press LLC, 2000.
- [2] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [3] Cowin S.C. (Ed.): Bone mechanics handbook. CRC Press, 2001.
- [4] Filipiak J. et al.: Bone fragments displacement as a determined factor of bone regenerate biomechanical properties. ZN KMS 26. Gliwice 2006, pp. 105 – 110.
- [5] Jasińska – Choromańska D.: Concept of bone fracture heading measure used load measuring in external fixators. ZN KMS 26. Gliwice 2006, pp. 149 – 154.
- [6] Kaczmarek M., Marciniak J.: Problemy osteosyntezy stabilizatorami płytkowymi. Proceedings of the scientific conference on materials, mechanical and manufacturing engineering, Gliwice 2005, pp. 325 – 334.
- [7] Kiwerski J. (red.): Rehabilitacja medyczna. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2005.
- [8] Kutz M. (Ed.): Standard handbook of biomedical engineering and design. McGraw – Hill, 2004.
- [9] Marciniak J. et al.: Evaluation of the biomechanical quality of the POLFIX fixation and manipulation system. Acta of Bioeng. And Biomech. 1, sup. 1, 1999, pp. 317 – 320.
- [10] Marciniak J.: Biomateriały w chirurgii kostnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992.
- [11] Ramotowski W., Granowski R., Bielawski J.: Osteosynteza metodą Zespol: teoria i praktyka kliniczna. PZWL, Warszawa 1988.
- [12] Winiecki M.: Zagadnienie biomechanicznej biokompatybilności kości i materiałów konstrukcyjnych implantów ortopedycznych w świetle współczesnego dwufazowego porosprężystego modelu tkanki kostnej. Eksploatacja i niezawodność 2004, 2, pp. 74-79.
- [13] PN – ISO 5832-1:1997 Wszczepy dla chirurgii. Materiały metalowe. Stal nierdzewna do przeróbki plastycznej.

ELASTOPLASTIC ANALYSIS OF THE BIOMECHANICAL STRUCTURES

Summary. The subject of the paper concerns strength analysis of two biomechanical structures: the joint of the femur bone and the plate stabilizer Polfix and the joint of cervical vertebrae of spine by the stabilizer D-Fun-M. Reactions in these objects are investigated. In order to achieve the results, the models of the structures is prepared and computed with finite element method. On the base of the numerical models the elastoplastic analysis of the structures was performed. The attention is concentrated on the investigation of the interdependence between factors characterizing internal state of the body.

Joanna JUSZKIEWICZ, Grzegorz MILEWSKI (opiekun naukowy), Katedra Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

METODYKA BADAŃ ANTROPOMETRYCZNYCH STÓP PRZY WYKORZYSTANIU SKANERA 3D

Streszczenie. Praca ma na celu przedstawienie możliwości zastosowania skanera 3D – FootScan FTS-4 firmy Ideas w diagnozowaniu stóp oraz pomiarach antropometrycznych. Badania przeprowadzono dla grupy 12 kobiet w wieku od 22 do 61 lat w Centralnym Laboratorium Przemysłu Obuwniczego w Krakowie 2006 roku. Głównym celem pracy było porównanie wyników badań antropometrycznych uzyskanych metodami tradycyjnymi (pomiar wykonany bezpośrednio na stopie, metoda plantokonturograficzna) oraz przy użyciu skanera 3D.

1. WSTĘP

Stopy u człowieka odgrywają fundamentalną rolę w całokształcie zdrowia i dobrego samopoczucia. Muszą być one równocześnie mocne, sprężyste i wytrzymałe, elastyczne i ruchome we wszystkich kierunkach i płaszczyznach. Stopa to w rzeczywistości zwierciadło zdrowia całego naszego ciała, informujące, w jakim stanie znajduje się nasz organizm. Leonardo da Vinci swój zachwyt nad tym małym fragmentem ciała zamknął w jednym zdaniu: "Ludzka stopa jest machiną o mistrzowskiej konstrukcji oraz dziełem sztuki". Jednakże, by ta mistrzowska konstrukcja pracowała bez zarzutu, należy ją odpowiednio zabezpieczać przed szkodliwym działaniem czynników zewnętrznych.

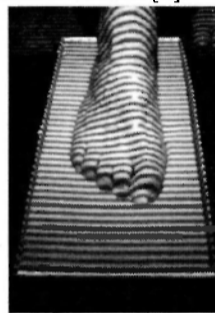
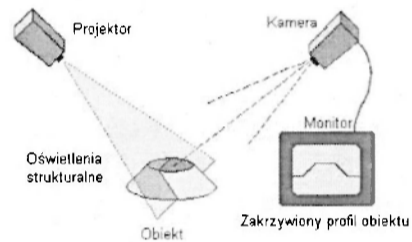
Celem niniejszej pracy jest przedstawienie potrzeby powiązania myślenia antropometrycznego z myśleniem technicznym, a mianowicie przedstawienie możliwości wykorzystania skanera 3D do pomiarów antropometrycznych. W pracy starano się udowodnić konieczność przejścia antropometrii na nowe tory badań wynikłe z zapotrzebowania techniki, a tym samym niezbędność rozszerzenia klasycznych metod badawczych i uwzględnienia w metodyce badań szeregu nowych możliwości, jakie daje nam współczesna technika.

Skanowanie trójwymiarowe dostarcza szereg możliwości nie tylko w celach pomiarowych i antropometrycznych, ale przede wszystkim może być wykorzystywane w ocenie ewentualnych zaburzeń w budowie stopy. Na tej podstawie specjalistyczne oprogramowanie pozwala tworzyć wkładki ortopedyczne, czy też buty na miarę. Stąd też w niniejszej pracy zostaną przedstawione podstawowe metody badań stóp, tj. pomiary stóp, plantokonturografia, pedobarografia oraz badanie stóp przy pomocy skanerów trójwymiarowych. Przede wszystkim zostaną przedstawione korzyści, jakie mogą wypływać z użytkowania skanera 3D. Szeroka gama możliwości programów do digitalizacji stóp daje, bowiem ogromny potencjał tym zakresie.

2. METODYKA BADAŃ STOP PRZY UŻYCIU SKANERA 3D

2.1. Technika skanowania stopy przy użyciu skanera 3D firmy Ideas

Skaner FTS-4 jest najbardziej rozbudowaną wersją ze skanerów oferowanych przez belgijską firmę IDEAS. Jest to skaner optyczny wykorzystujący światło białe ISL¹ (rys. 1). Rozwiązanie jest wzorowane na działaniu zwykłej świetlówki, której światło miga 50 razy na sekundę, a więc tak często, że oko tego nie dostrzega. Podobnie ISL wydaje się być ciągłym, białym światłem, ale w rzeczywistości są to szybkozmienne przebiegi rastrujące, widoczne tylko dla wyspecjalizowanych, zsynchronizowanych kamer. Jest ono odbierane przez ludzkie oko jak zwykle białe światło, ale w rzeczywistości składa się ono z krótko wyświetlanych różnych deseni, umożliwiających komputerowi odczytanie szczegółów plastycznej budowy digitalizowanego obiektu. Ukryte kamery wideo obserwują obiekt z różnych punktów, co umożliwia wytworzenie jego trójwymiarowego modelu. Obiekt jest oświetlany sekwencją wzorów prążkowych (rys. 2). Następnie komputer oblicza współrzędne punktów powierzchni z serii obrazów prążków zdeformowanych na obiekcie. Obraz jest rejestrowany za pomocą czujników optycznych zwykle jest to cyfrowy aparat fotograficzny. Stąd też skaner optyczny zbudowany jest z projektorów wzorów prążkowych oraz z sensorów światła [1].



Rys. 1. Zasada działania skanera optycznego Rys. 2. Obraz prążków na powierzchni obiektu

Skaner FTS-4 jest zbudowany z trzech skanujących elementów, a stopa fotografowana jest dwuetapowo z 4 różnych stron. Stopę, bowiem umieszcza się w specjalnej piance, najpierw skanowane jest podbicie, a później wewnętrzna i zewnętrzna część stopy, a na końcu negatyw stopy odbity w piance. Na każde ujęcie potrzeba 1 sekundy, co ostatecznie wydłuża cały proces do około 4 sekund.

Kolejnym etapem jest wygenerowanie obrazu trójwymiarowego za pomocą programu FootScan (rys. 3). Niestety program nie tworzy obrazu automatycznie, wymaga znacznego nakładu sił, doświadczenia i umiejętności, co w konsekwencji może wiązać się z błędami podczas obróbki danych pobranych w czasie całego procesu. Ponadto wydłuża się także cały proces uzyskania trójwymiarowego obrazu stopy, czego nie można zaliczyć do atutów tego typu urządzenia.

Niewątpliwą zaletą tego urządzenia można uznać jego mobilność. Istnieje możliwość zapakowania go do specjalnej walizki, dzięki czemu badania można przeprowadzać w niemal dowolnym miejscu. Wymiary walizki to 650 x 435 x 250, więc skaner można przewozić w bagażniku samochodu osobowego [2].

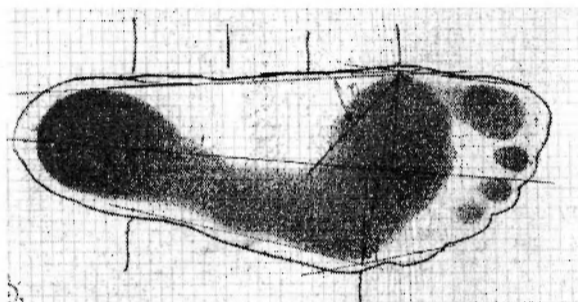
¹ Imperceptible Structural Light - niedostrzegalne światło strukturalne



Rys. 3. Model trójwymiarowy stopy

2.2. Materiał badawczy i metoda przeprowadzania badań

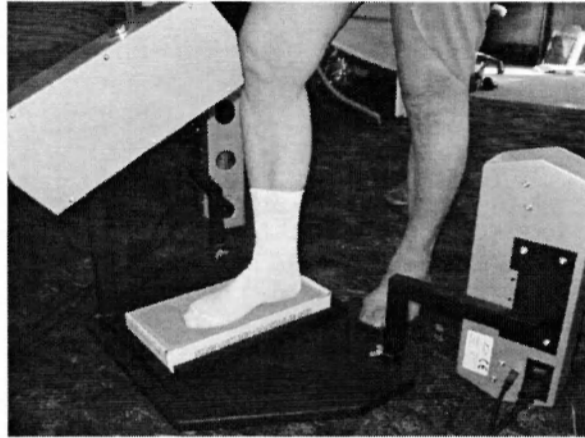
Materiały wykorzystane przy pisaniu niniejszej pracy pochodzą z badań antropometrycznych przeprowadzonych na przełomie lipca i sierpnia 2006 w Centralnym Laboratorium Przemysłu Obuwniczego w Krakowie. Zebrany materiał obejmuje 12 kobiet w wieku od 22 do 61 lat o średniej długości stopy wynoszącej 233,83. Grupę dobrano w taki sposób, aby długość stóp osób badanych odpowiadała tak zwanemu numerowi podstawowemu (średkowemu). Jest to numer $23 \frac{1}{2}$ w numeracji metrycznej, stosowany w projektowaniu i konstrukcji kopyt oraz obuwia damskiego [3]. Wszystkie badania były przeprowadzane na nodze prawej.



Rys. 4. Odbitka plantokonturograficzna stopy

W pierwszym etapie badań przeprowadzono pomiary antropometryczne wykonane bezpośrednio na stopach pacjentek. W antropometrii z reguły przyjmuje się, że pomiar dokonywany jest na stopie osoby stojącej, a ciężar ciała tej osoby rozłożony jest równomiernie na obie nogi. [4,5] Punktami wyznaczającymi pomiar bezpośrednio na stopie będą najbardziej do tyłu wysunięty punkt łuku pięty oraz najbardziej do przodu wysunięty punkt, znajdujący się na pierwszym (lub najbardziej do przodu wysunięty punkt na palcu drugim lub trzecim, tam gdzie długość stopy jest największa). Przy dokonywaniu pomiarów długościowych wykorzystano cyrkiel kabłąkowy. Następnie zmierzone zostały wysokości poszczególnych punktów na stopie z wykorzystaniem wysokościomierzy. Obwody stopy były natomiast mierzone za pomocą taśmy szewskiej. Dokładność odczytu w przypadku wymienionych przyrządów - do 1 mm. Ważnym uzupełnieniem bezpośrednich pomiarów jest plantokonturogram stopy (rys. 4), z którego odczytać można następujące wymiary stopy: długość stopy, odległość od pięty do stawu pałucha, odległość od pięty do stawu V-go palca, szerokość przodostopia, szerokość pięty.

Kolejnym, trzecim etapem było skanowanie stóp oraz przeprowadzenie pomiarów na otrzymanych modelach trójwymiarowych za pomocą programu FootCAD (rys. 5). Niestety pomimo zapewnień producenta pomiary antropometryczne nie dały oczekiwanych wyników. Przede wszystkim problemy zaczęły się już na wstępnym etapie przygotowania sposobu i metodologii przeprowadzania pomiarów na modelu. Trudności pojawiły się przy wyborze punktów pomiarowych, tak, aby były one zgodne z punktami określonymi wcześniej na stopach pacjentek. Odczytać wymiary można jedynie na siatce modelu (rys. 6), czyli bardzo ciężko jest wybrać odpowiednie miejsca, nie widać, bowiem ani stawów ani kostek.

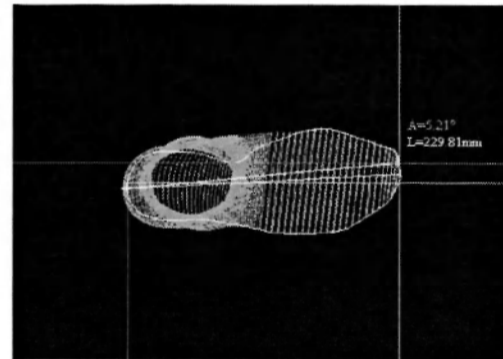


Rys. 5. Proces digitalizacji stopy na skanerze 3D

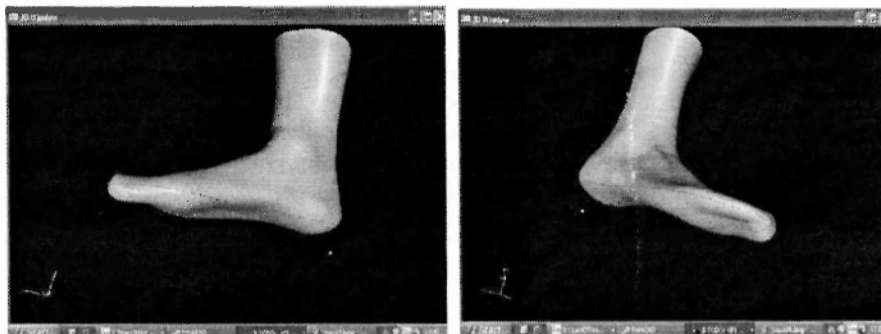
W programie FootCAD zmierzono następujące wymiary stopy: długość stopy (rys. 7), odległość od pięty do stawu palucha, odległość od pięty do stawu V-go palca, szerokość przodostopia szerokość pięty, obwód przodostopia, obwód przez podbicie, obwód przez piętę, obwód w miejscu kostki wewnętrznej.



Rys. 6. Siatka stopy w programie FootCAD



Rys.7. Pomiar długości stopy w programie FootCAD



Rys. 8. Modele trójwymiarowe stopy w programie FootCAD

2.3. Analiza i dyskusja wyników

W tabeli 2.1 zestawiona jest jedna z wybranych cech – długość stopy oraz porównane są wyniki otrzymane przy pomocy skanera 3D z pomiarami bezpośrednimi oraz z odbitkami. Dla każdej z cech obliczono podstawowe statystyki: średnie arytmetyczne \bar{X} i odchylenia standardowe δ .

Tabela 1. Cechy długościowe stopy

Osoba badana	Długość stopy - ślad			różnice	
	Stopa [mm]	Odbitka [mm]	Skaner [mm]	skaner-stopa	skaner-odbitka
1	234	222	216	-18	-6
2	232	223	223	-9	0
3	236	227	232	-4	5
4	229	217	222	-7	5
5	237	229	237	0	8
6	237	228	234	-3	6
7	232	225	230	-2	5
8	236	221	221	-15	0
9	230	225	222	-8	-3
10	231	220	222	-9	2
11	241	238	230	-11	-8
12	231	220	218	-13	-2
\bar{X}	233,83	224,58	225,58	max=18	max=8
δ	3,44	5,31	6,44	min=0	min=0

W wymiarach odcinków długościowych stopy łatwo zaobserwować znaczne różnice pomiędzy pomiarami wykonanymi na obrazie trójwymiarowym w programie FootCAD, a wynikami otrzymanymi z pomiarów bezpośrednich czy pomiarów na odbitkach. Różnice wynoszą nawet 18 mm, co stanowi 7,7 % całkowitej długości stopy. Przy pomiarach antropometrycznych tak duża różnica w pomiarach jest niedopuszczalna.

Tą rozbieżność można tłumaczyć, iż stopa w trakcie wykonywania obrazu trójwymiarowego nie była obciążana równomiernie. Budowa skanera uniemożliwia, bowiem ustawienie przez pacjenta stóp równoległe, gdyż w takim położeniu stopa niebiorąca udziału w procesie skanowania zasłaniałaby jeden projektor. W tym przypadku byłoby niemożliwe uzyskanie obrazu wewnętrznej strony stopy. Dlatego też pacjent ustawiony jest w wykroku, co nie ułatwia rozłożenia ciężaru ciała równomiernie na obie nogi. W takim ustawieniu

wymiary badanych cech stóp maleją. Zmiany te są wywołane przypuszczalnie zmianami w układzie kostnym (obniżenie się łuków sklepienia podłużnego i poprzecznego) oraz napięciem mięśni czy też zbytym ich rozluźnieniem.

Łatwo zauważyć, że długość stopy mierzona w programie FootCAD, jest z reguły mniejsza niż mierzona metodami tradycyjnymi. Można ten fakt uzasadnić, iż stopa w trakcie zbierania obrazu jest ograniczona poprzez strukturę pianki, ponadto obraz podeszwy części stopy jest odtwarzany z negatywu stopy odbitej na piance. To może wyjaśniać, dlaczego wyniki są bardziej porównywalne do śladu stopy pozostawionego na plantokonturogramie.

3. WNIOSKI

Badania przy pomocy skanera FootScan FTS-4 były pierwszymi przeprowadzonymi na tym urządzeniu w Polsce. Niestety pomiary nie dały oczekiwanych wyników. Pojawiło się wiele nieścisłości i błędów w czasie pracy nad tworzeniem modeli trójwymiarowych, których nie udało się wyeliminować nawet po konsultacjach z producentem. Ponadto większość wyników uzyskanych przy pomocy skanera 3D w znacznej mierze odbiegała od pomiarów wykonywanych metodami tradycyjnymi.

Badania antropometryczne przy użyciu skanera 3D firmy Ideas są pionierskie, stąd trudno wysnuć jednoznacznie negatywne wnioski. Przypuszczalnie skaner doskonale nadaje się do projektowania kopyt czy też butów na miarę.

Z całą pewnością program nie jest jeszcze dostatecznie opracowany i przygotowany do pomiarów antropometrycznych, brakuje przede wszystkim automatycznego tworzenia obrazu trójwymiarowego. Poprawienia wymaga także sposób odczytywania wymiarów z modelu stopy. Można się jednak spodziewać, że w przyszłości digitalizacja stóp stanie się zjawiskiem powszechnym i tak banalnym w użyciu jak chociażby aparat fotograficzny. Jest to, bowiem doskonale narzędzie nie tylko do pomiarów antropometrycznych, ale i do oceny sprawności naszych stóp.

LITERATURA

- [1] D'Apuzzo. N.: "State of the art of the methods for static 3D scanning of partial or full human body" 3D Modelling, Proceedings of Conference, Paris, France, June 13-14, 2006.
- [2] www.ideas.be.
- [3] Praca zbiorowa: Zasady prawidłowej konstrukcji kopyt i obuwia. Warszawa, WNT, 1976.
- [4] Malinowski A., Bożiłow W.: Podstawy Antropometrii. Warszawa-Łódź, PWN, 1997.
- [5] Morton D.: The Human Foot. Columbia, 1935.

A METHODOLOGY FOR ANTHROPOMETRICAL TESTING OF FEET USING 3D SCANNER

Summary. This paper presents the possibility of using the 'FootScan' FTS-4 3D scanner from "Ideas" Company for the diagnosing and anthropometrical testing of feet. The tests were done in 2006 in the Central Laboratory of Footwear Industry in Kraków for the group of 12 women aged 22-61 years. The main purpose of this paper was to compare the results of anthropometrical testing against traditional methods such as direct measuring of feet or plantography and measurements by means of three dimensional technology.

Edyta KANIA, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej,
Politechnika Śląska, Gliwice

BADANIE RYNKU POLSKICH DOSTAWCÓW WYBRANEGO SPRZĘTU DO KINEZYTERAPII*

Streszczenie. W artykule przedstawiono badanie rynku polskich dostawców sprzętu rehabilitacyjnego. Jako metodę zastosowano badania marketingowe bezpośrednie, ilościowe w formie ankiety pocztowej. Praca stanowi źródło informacji o pozycji firm na badanym rynku sprzętu rehabilitacyjnego. Zweryfikowano wyposażenie badanych Oddziałów Rehabilitacyjnych w sprzęt do kinezyterapii, równocześnie uwzględniając ich termin zakupu.

1. WSTĘP

Urazy narządu ruchu oraz nie mniej uciążliwe dysfunkcje układu ruchowego o podłożu neurologicznym są jednymi z najczęściej dotykających ludzi schorzeniami. Przypadki te bardzo często mogą być zjawiskami odwracalnymi. Indywidualnie dobrane oraz odpowiednie do rodzaju schorzenia ćwiczenia z wykorzystaniem specjalistycznego sprzętu, pozwalają terapiście na uzyskanie pozytywnych rezultatów w profilaktyce i leczeniu nawet najcięższych przypadków.

Aby postęp w medycynie i rehabilitacji mógł się stale i dynamicznie rozwijać potrzebne są co raz to bardziej udoskonalone, nowoczesne i specjalistyczne urządzenia wspomagające rehabilitację.

Do dynamicznego rozwoju sprzętu rehabilitacyjnego może przyczynić się konkurencja wśród ich producentów. Jednak należy podkreślić, że polski rynek sprzętu rehabilitacyjnego jest bardzo wymagający w stosunku do producentów, którzy chcą na nim zaistnieć. Producenci muszą spełnić wymagane normy medyczne, co wiąże się z ogromnymi kosztami. Zatem bardzo często spotykamy się z dystrybucją sprzętu zagranicznego, natomiast w mniejszym stopniu z własną produkcją.

2. BADANIE RYNKU

2.1. Opis badania

Przedstawione badanie ankietowe ze względu na szeroki wachlarz oferowanego sprzętu jest badaniem ograniczonym, ukierunkowanym jedynie na sprzęt rehabilitacyjny do kinezyterapii. Do grupy odbiorców sprzętu rehabilitacyjnego należą:

- o szpitale,
- o ośrodki rehabilitacyjne,
- o sanatoria,

* Pracę wykonano pod kierunkiem opiekuna naukowego - prof. dr hab. inż. Dagmary Tejszskiej

- o prywatne gabinety fizjoterapeutyczne,
- o osoby prywatne.

Na potrzeby badania wyselekcjonowano grupę 30 najlepszych w Polsce w roku 2005 Oddziałów Rehabilitacyjnych wg rankingu „Newsweeka”.

Przeprowadzone badanie zostało poprzedzone wstępnym badaniem pilotażowym na jednym, losowo wybranym Oddziale Rehabilitacyjnym.

Badanie pilotażowe wykazało duże zainteresowanie i pozytywny stosunek do tematu respondenta oraz podkreśliło celowość przeprowadzonego badania.

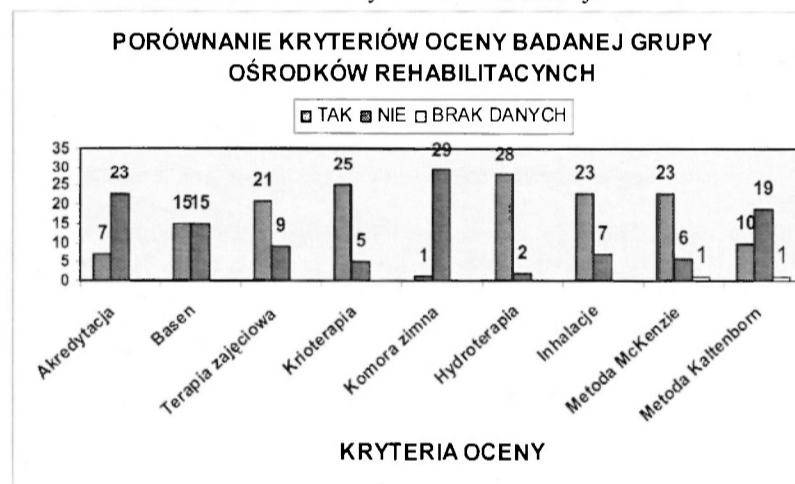
2.2. Grupa badawcza

W przeprowadzonym badaniu przyjęty zestaw kryteriów obejmował Oddziały Rehabilitacyjne, w których leczone są schorzenia:

- narządu ruchu,
- kręgosłupa,
- neurologiczne,
- ortopedyczne,
- po urazach czaszkowo – mózgowych.

Grupa celowa (fragmentaryczna) została wybrana na podstawie rankingu „Newsweeka”- 30 najlepszych Oddziałów Rehabilitacyjnych w Polsce w roku 2005. Ranking klasyfikowany był według następujących kryteriów:

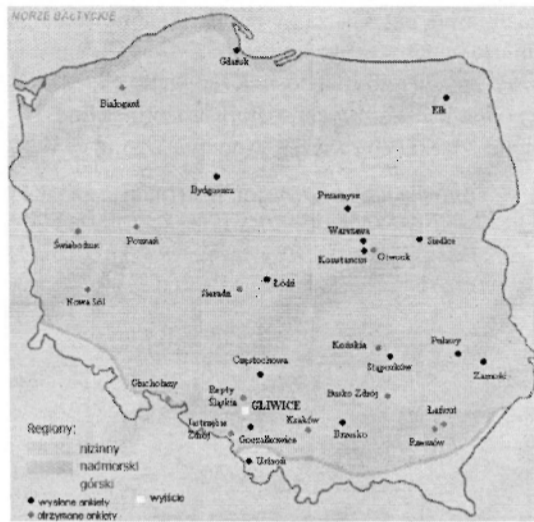
- akredytacja,
- różnorodność oferowanych form rehabilitacji.



Rys. 1. Struktura respondentów wg kryteriów oceny Oddziałów Rehabilitacyjnych (opracowano na podstawie „Rankingu Oddziałów Rehabilitacyjnych 2005” opublikowanych przez Newsweek)

Wśród oddziałów wyselekcjonowanych tą drogą, znajdują się szpitale z różnych rejonów całej Polski.

Z poniższego rysunku wynika, iż ankiety dotarły w każdy rejon Polski. Kolorem czarnym zaznaczono miejsca docelowe kwestionariusza, natomiast kolorem czerwonym miasta, z których otrzymano odpowiedź zwrótną. Kolor żółty to punkt wyjścia. Można stwierdzić, że badanie swoją rozległością objęło cały kraj.



Rys.2 Struktura respondentów wg lokalizacji

3. ANALIZA WYNIKÓW

3.1. Analiza sprzętu

Ponieważ sprzęt do kinezyterapii stanowi bardzo liczną grupę produktów, ankiety zawierały pytania dotyczące wybranej grupy urządzeń, a w szczególności były to:

- stoły rehabilitacyjne: stoły do pionizacji, stoły do ćwiczeń z dziećmi,
- urządzenia do ćwiczeń w podwieszeniu (UGUL),
- urządzenia do ćwiczeń biernych i czynnych (rotory, szyny),
- fotele do diagnostyki i rehabilitacji,
- trakcja kręgosłupa,
- urządzenia do ćwiczeń z wykorzystaniem oporu elastycznego,
- inne.

Z uzyskanych informacji można wnioskować, że oddziały wyposażone są w wyżej wymieniony sprzęt do kinezyterapii. Uzyskano również informacje o posiadaniu przez oddziały własnych konstrukcji urządzeń, na przykład stoły do rehabilitacji lub UGUL.

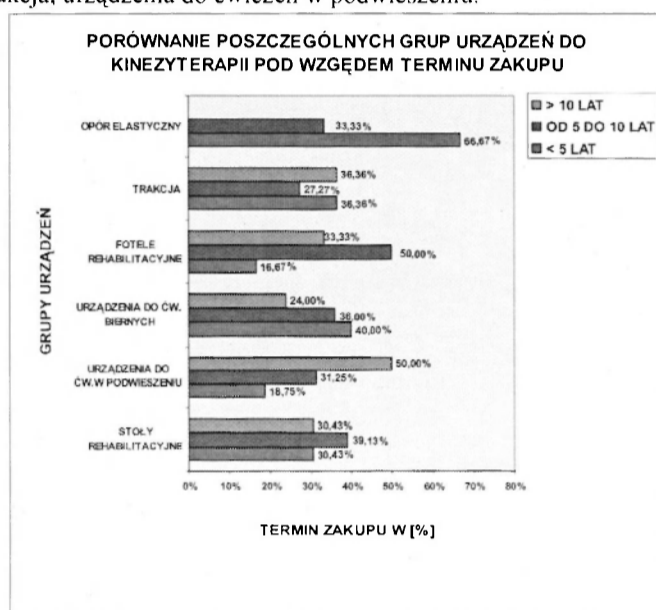
Jedno z pytań ankietowych dotyczyło sprzętu diagnostycznego. Należy stwierdzić, że tylko 15% z badanych oddziałów posiada jakikolwiek sprzęt diagnostyczny.

Pozostałe badane oddziały, w swoim komentarzu podkreślały, że od nabycia tych urządzeń powstrzymują ich ograniczenia finansowe.

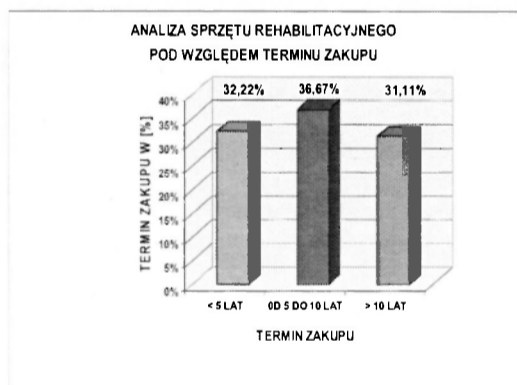
3.2. Analiza terminu zakupu

Ankietowani pytani byli również o termin zakupu sprzętu rehabilitacyjnego. Analizując poniższy wykres, na którym porównano poszczególne grupy urządzeń pod względem terminu zakupu, można zauważyć bardzo prostą zależność, że im sprzęt jest bardziej nowoczesny wtedy okres od jego zakupu nie przekracza pięciu lat. Zatem badane grupy urządzeń można podzielić według terminu zakupu następująco:

- < 5 lat: opór elastyczny, urządzenia do ćwiczeń biernych,
- 5 – 10 lat: trakcja, fotele diagnostyczne, stoły rehabilitacyjne
- > 10 lat: trakcja, urządzenia do ćwiczeń w podwieszeniu.



Rys. 3. Porównanie poszczególnych grup urządzeń do kinezyterapii pod względem terminu zakupu

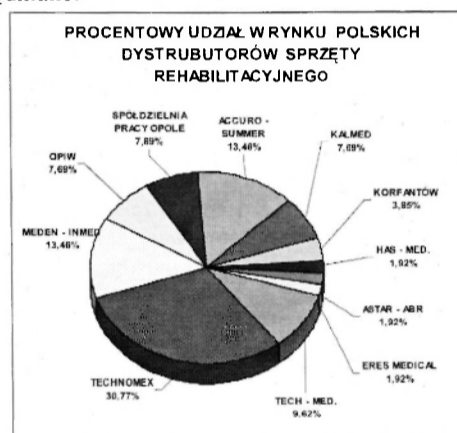


Rys. 4. Analiza sprzętu rehabilitacyjnego pod względem terminu zakupu

Na wykresie przedstawiono całościowe zestawienie sprzętu rehabilitacyjnego pod względem terminu zakupu. Na jego podstawie można stwierdzić, że żaden z terminów zakupu nie wykazuje znaczącej przewagi nad pozostałymi. Wynika to z faktu, że urządzenia starsze wymieniane są w miarę możliwości finansowych, na nowy, bardziej nowoczesny sprzęt. Jednakże z wykresu wynika, że o 4% przeważała grupa urządzeń zakupiona w okresie 5 – 10 lat w odniesieniu do grupy urządzeń zakupionych poniżej 5 lat. Można się pokusić o wniosek, że ośrodki rehabilitacyjne posiadają całkiem nowy sprzęt lub urządzenia zakupione 10 lat temu.

3.3. Udział w rynku polskich dostawców sprzętu rehabilitacyjnego

Celem niniejszej pracy było procentowe przedstawienie udziału polskich dystrybutorów w rynku sprzętu rehabilitacyjnego. Wśród odpowiedzi otrzymanych w trakcie badania dwa razy zdarzyło się, że respondenci nie potrafili odpowiedzieć, kto jest dystrybutorem sprzętu. Wynikało to z tego, że termin zakupu sprzętu przekraczał 10 lat i trudno było dotrzeć do tych informacji. W nielicznych ankietach respondenci podawali producentów zagranicznych. Te odpowiedzi nie były uwzględniane.



Rys. 5. Procentowy udział w rynku polskich dystrybutorów sprzętu rehabilitacyjnego

Z wykresu wynika następująca kolejność dystrybutorów według udziału w rynku:

- PIU Technomex - 30,77%,
- Accuro – Summer - 13,46%,
- Meden - Indem - 13,46%,
- Tech – Med - 9,62%,
- Opolskie Przedsiębiorstwo Innowacyjno Wdrożeniowe „OPIW „ - 7,69%,
- Spółdzielnia Pracy Opole - 7,89%,
- Kalmed - 7,69%,
- Zakład Sprzętu Ortopedycznego i Rehabilitacyjnego „Korfantów” - 3,85%,
- Has – Med - 1,92%,
- Astar – Abr - 1,92%,
- Eres – Medical - 1,92%.

Należy dodać, iż przeważający udział w rynku bo aż 30,77% przypada firmie Technomex z Gliwic. Działalność firmy obejmuje produkcję i dystrybucję sprzętu rehabilitacyjnego oraz doradztwo i wyposażanie ośrodków, jak również realizację indywidualnych zamówień.

Technomex z Gliwic jest również wyłącznym przedstawicielem na Polskę wielu firm zagranicznych, produkujących wysokiej jakości sprzęt z zakresu fizykoterapii, kinezyterapii, urządzeń diagnostyczno-pomiarowych i innego rodzaju sprzęt rehabilitacyjny.

4. PODSUMOWANIE

Oddziały Rehabilitacyjne wyposażone są w podstawowy sprzęt do kinezyterapii, natomiast zauważyć można braki w wyposażeniu w sprzęt nowoczesny oraz sprzęt diagnostyczny. Jednakże ograniczenia w zakupie tych urządzeń wynikają tylko i wyłącznie z powodów finansowych. Jeżeli chodzi o termin zakupu, to w badanych ośrodkach najczęściej urządzeń zakupionych jest około 5 do 10 lat temu.

Celem tej pracy było zbadanie pozycji na rynku dostawców sprzętu rehabilitacyjnego. Z przeprowadzonego badania wynika, iż firma Technomex z Gliwic ma największy udział w rynku uzyskując wynik 30,77%, co stanowi jedną trzecią badanego rynku. Wskazuje to na bardzo znaczącą przewagę nad konkurencją.

MARKET ANALYSIS OF POLISH DELIVERERS OF CHOSEN EQUIPMENT TO KINESITHERAPY

Summary. This article presents market analysis of polish deliverers of rehabilitation equipment. The method used was direct, quantitative marketing researches in a form of postal questionnaire. The work presents source of information about the position of companies on a rehabilitation equipment market. Rehabilitation wards in terms of kinesitherapy equipment were verified as well as their date of purchase.

Artur KAPEK, Studenckie Koło Naukowe Analizy Ruchu przy Zakładzie Biomechaniki, AWF, Katowice

EFEKTYWNOŚĆ NAUCZANIA BALANSU NA WÓZKU INWALIDZKIM W ZALEŻNOŚCI OD USTAWIENIA PUNKTU MOCOWANIA OSI TYLNYCH KÓŁ W POZIOMIE - ZAŁOŻENIA PRACY MAGISTERSKIEJ

Streszczenie. Celem pracy jest przedstawienie założeń teoretycznych pracy magisterskiej, której zadaniem jest odpowiedź na pytanie: czy zmiana punktu mocowania osi tylnych kół wózka - a co za tym idzie, zmiana rozkładu mas pomiędzy tylnymi i przednimi kołami - wpłynie na efektywność nauczania balansu u młodych i sprawnych fizycznie osób, które nie jeździły nigdy na wózku inwalidzkim. Opracowano wskaźnik efektywności nauczania balansu, mający w sposób zobiektywizowany wykazać, czy istnieją różnice w nauczaniu balansu przy różnej konfiguracji ustawień wózka.

1. WSTĘP

Od wieków ludzie ulegali wypadkom, cierpieli na schorzenia układu ruchu i mimo podejmowanych działań w kierunku usprawniania, nie zawsze odzyskiwali w pełni sprawności ruchowej, pozwalającej na samodzielną, dwunożną lokomocję. Alternatywą okazało się zbudowanie wózka inwalidzkiego. Pierwsze wózki, podobne do dzisiejszych, powstawały na przełomie XVIII i XIX w. Były to stosunkowo duże i ciężkie konstrukcje umożliwiające co prawda na własnoręczne ich napędzanie, ale w gruncie rzeczy ich ciężar, niska manewrowość powodowały, że korzystający z nich ludzie wymagali pomocy innych osób. Podobna sytuacja miała miejsce aż do drugiej połowy ubiegłego stulecia, ponieważ wózki inwalidzkie były projektowane głównie przez osoby pełnosprawne, nie znające w pełni potrzeb użytkowników wózków. Przełomem w zakresie umożliwienia osobom niepełnosprawnym ruchowo (głównie po uszkodzeniu rdzenia kręgowego) w miarę pełnego usamodzielnienia się było zbudowanie wózka inwalidzkiego typu ACTIV (wózek aktywny). Charakteryzuje się on przede wszystkim lekką, sztywną i nieskładną ramą, niższym od tradycyjnego wózka oparciem oraz cieńszymi, pochylonymi do środka tylnymi kołami napędowymi (tzw. CUMBER). Inny jest również rozkład mas pomiędzy przednią i tylną osią. O ile w tradycyjnym wózku masa (wózek + osoba) rozkłada się w stosunku 60/40 (~60% na tylne koła, ~40% na przednie), to w przypadku wózka aktywnego u osób o wysokim poziomie umiejętności jazdy, stosunek ten wynosi około 85-90/15-10 [2], (stosunek rozkładu mas w wózku aktywnym można regulować poprzez zmianę punktu mocowania tylnej osi). Dzięki temu na tym typie wózka użytkownik stosunkowo łatwo może podnieść (poderwać) przednie koła (wejść w balans), co umożliwia pokonanie wielu barier architektonicznych, takich jak podjazdy, progi, krawężniki, a nawet schody. Stąd też umiejętność balansu jest jednym z podstawowych elementów w nauczaniu jazdy wózkami ACTIV. Podczas nauki jazdy wózkiem powinniśmy rozpocząć od takiego ustawienia wózka, w którym stabilność



Rys. 1. Wózek aktywny

statyczna jest duża (oś tylna przesunięta do tyłu). Wraz z nabywaniem umiejętności pokonywania przeszkód, należy stopniowo odciażać koła przednie (przesuwać tylną oś w przód) zmniejszając stabilność statyczną, poprawiając manewrowość [1]. Nasuwają się więc pytania: czy nauczanie balansu na mniej, lub bardziej stabilnym statycznie wózku będzie miało istotne znaczenie; czy wpłynie na tempo oraz bezpieczeństwo nauki? Czy osoba nie mająca wcześniej doświadczenia z wózkiem inwalidzkim, ucząca się balansu będzie w większym, bądź mniejszym stopniu narażona na upadek? Zaplanowano eksperyment, którego wyniki powinny odpowiedzieć na powyższe pytania.

2. ZAŁOŻENIA GŁÓWNE

2.1. Materiał i metody badawcze

Eksperyment będzie przeprowadzony na grupie zdrowych, losowo dobranych studentów AWF w Katowicach, którzy nie doświadczyli wcześniej jazdy na wózku inwalidzkim. Zostaną oni podzieleni na 4 podgrupy w taki sposób, aby liczebność każdej z nich wynosiła co najmniej 6. I-sza podgrupa będzie przypisana do ustawienia wózka 60/40; II-70/30; III-80/20; IV-90/10, biorąc pod uwagę rozkład mas układu człowiek-wózek na tylne/przednie koła. Osoby będą poddane nauce balansu na aktywnym wózku inwalidzkim, w którym możliwa jest płynna zmiana położenia punktu mocowania tylnej osi w poziomie.

2.2 Procedura eksperymentu

Pierwszym etapem będzie odpowiednie ustawienie punktu mocowania tylnej osi wózka, aby uzyskać właściwy do danej podgrupy rozkład mas (+/- 2,5%) korzystając z platformy tensometrycznej.

Następnie badany wykona 5 minutową rozgrzewkę kończyn górnych, obręczy barkowych i tułowia, po czym kolejne 3 minuty przeznaczy na swobodną jazdę wózkiem w celu oswojenia się ze sprzętem.

NAUKA SAMOASEKURACJI:

Ze względów bezpieczeństwa osoba badana będzie poinstruowana w zakresie samoasekuracji podczas upadku w tył:

- a) pokaz przez prowadzącego samoasekuracji upadku wraz z omówieniem najważniejszych elementów
- b) poderwanie przednich kół przez badanego i wykonanie w "zwolnionym tempie" symulacji upadku w tył i jego samoasekuracji (osoba badająca trzyma wózek z tyłu)
- c) samodzielne poderwanie przednich kół przez osobę badaną, wywrócenie wózka w tył wraz z samoasekuracją upadku. Jeśli badany wykona to zadanie poprawnie 3 razy, wtedy można przejść do głównego etapu eksperymentu.

NAUKA BALANSU:

- a) demonstracja przez badającego wejścia w balans, utrzymania go (kontroli wózka w balansie) z omówieniem najważniejszych elementów.
- b) z pomocą eksperymentatora trzymającego ramę wózka, osoba badana odrywa przednie koła wózka oraz stara się wyczuć takie ustawienie swojego ciała i pochylecia wózka, przy którym rzut ogólnego środka ciężkości układu człowiek-wózek będzie się znajdował pod tylną osią
- c) po instruktażu, badana osoba podejmuje próbę samodzielnego wejścia w balans i utrzymania go przez 10 sekund, poruszając się na przestrzeni nie większej niż kwadrat 2x2 m. Eksperyment trwa do momentu, aż badany wykona zadanie 3 razy. Każde oderwanie przednich kół będzie liczone jako rozpoczęcie próby.

W czasie trwania głównej części eksperymentu analizowana będzie ilość wszystkich prób oraz ilość upadków.

Wykonano już badania pilotażowe, które zweryfikowały wykonalność procedur eksperymentu.

2.3. Proponowany "wskaźnik efektywności nauki balansu"

Uzyskane wyniki zostaną znormalizowane w oparciu o wskaźniki:

$$Wru = (u + n) / n$$

1. wskaźnik ryzyka upadku

uzyskujący wartości $<1;2$), gdzie wartość "1" świadczy o braku upadków podczas eksperymentu

$$Wsn = n / 3$$

2. wskaźnik skuteczności nauczania

przyjmujący wartości $(0;1>$, gdzie wartość "1" mówi o tym, że wszystkie podjęte próby zakończone były sukcesem.

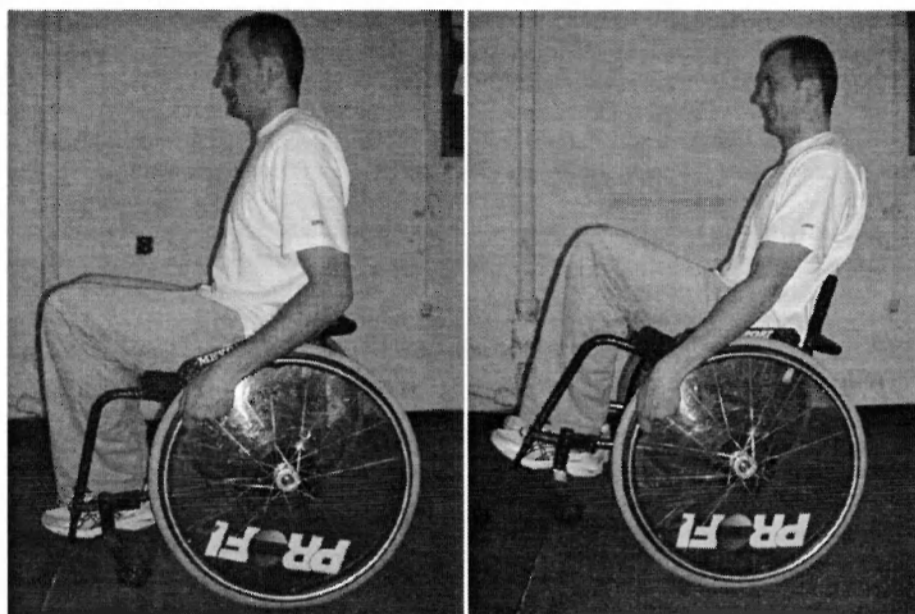
$$Weu = Wsn / Wru$$

3. wskaźnik efektywności uczenia

który przyjmuje wartości $<1;+\infty$), gdzie wartość "1" świadczy o najlepszej efektywności nauki (braku upadków i najmniejszej ilości prób)

3. DYSKUSJA

Podczas nauczania balansu na wózku inwalidzkim należy zwrócić uwagę na rozkład masy układu człowiek-wózek; zredukowanie stabilności statycznej wózka powinno umożliwić jego lepszą kontrolę w balansie [3], z drugiej strony skrajne przeniesienie masy układu na tylne koła (w granicach 90 i więcej procent) sprawia, że wózek jest bardzo niestabilny w kierunku tylnym oraz utrudnia wysokie uniesienie przednich kół, co jest istotne przy pokonywaniu przeszkód.



Rys. 2. Wejście w balans

Dlatego ważne jest dobranie optymalnego ustawienia, tak aby uzyskać kompromis pomiędzy stabilnością, a manewrowością. Stąd też wniosek, że już podczas nauki należy dobierać odpowiednią konfigurację wózka w celu osiągnięcia maksymalnej efektywności nauczania.

LITERATURA

- [1] Tasiemski T.: Usprawnianie po uszkodzeniu rdzenia kręgowego. Poznań, 2001.
- [2] Sydor M.: Dobór i eksploatacja wózka inwalidzkiego. Poznań: AR 2003, s. 9-38; 134.
- [3] Kauzlarich J. J., Thacker J. G.: A theory of wheelchair wheelie performance. J Rehabil Res Dev. 1987 Spring; 24(2): 67-80.

EFFICIENCY OF TEACHING WHEELCHAIR BALANCE IN DEPENDENCE ON REAR AXE FIX POINT IN HORIZONTAL PLAIN – A THESIS ASSUMPTION

Summary. The aim of this study is to show a thesis assumption, which will give an answer to the question: Have a change of the rear axle fixing point (change mass distribution between rear and front wheels) an influence on efficiency of teaching wheelchair balance in group of young, healthy and physically proficient people, without wheelchair experience. There has been prepared an indicator of efficiency of teaching wheelchair balance, which should show difference between teaching balance with various wheelchair settings.

Leon KIERSNOWSKI, Instytut Inżynierii Precyzyjnej i Biomedycznej, Politechnika Warszawska, Warszawa

MOŻLIWOŚCI STOSOWANIA NEUROPROTEZ W USZKODZENIACH UKŁADU NERWOWEGO

Streszczenie. Neuroproteza jako system łączący układ nerwowy człowieka z urządzeniami elektronicznymi stymulującymi elektrycznie mięśnie i nerwy umożliwiają przywracanie ruchomości sparaliżowanych kończyn. Dziedzina urządzeń neuroprotetycznych obejmuje stymulację elektryczną obwodowych nerwów w celu odzyskania funkcji ruchowych (FES), konstrukcję elektrod stymulujących w celu poprawy narządów zmysłów (np. implanty słuchowe) jak również rozwija się stosowanie urządzeń wszczepianych do mózgu w celu kontrolowania i sterowania urządzeniami elektronicznymi czy protetycznymi.

I. WSTĘP

Praca omawia stosowanie neuroprotezy w przypadkach uszkodzenia układu nerwowego oraz przybliża o możliwościach zastosowanych środków. Porusza zagadnienia związanych z konstrukcją neuroprotez oraz ma na celu zwięzłe przedstawienie poruszonych problemów neuroprotetyką oraz wynikających trudności w realizacji zamierzonych celów. Przybliża oraz przedstawia ogólny rys nowych perspektyw rozwoju w tej dziedzinie nauki jak również omawia osiągnięcia nowych technik stosowanych w medycynie na tym polu dziedziny naukowej. Neuroprotetyka należy do nowych i niezwykle przyszłościowych obszarów nauki umożliwiającej pomoc ludziom w przywróceniu utraconych funkcji czynnościowych w wyniku uszkodzeń układu nerwowego. Stosując połączenia systemu nerwowego z urządzeniami elektronicznymi uzyskujemy możliwość komunikacji pomiędzy mózgiem, a różnorodnymi urządzeniami elektronicznymi wykorzystywanymi w medycynie np. do stymulacji tkanki nerwowej. Neuroprotetyka stanowi szczególne podejście do problemów przywracania funkcjonalności i ruchomości sparaliżowanym pacjentom - poprzez funkcjonalną stymulację elektryczną (nazywaną FES czy też funkcjonalną stymulacją neuromuskularną, FNS) mięśni lub nerwów mięśni. Obszar tej dziedziny prezentuje gwałtowny rozwój w ostatnich latach. Dziedzina urządzeń neuroprotetycznych obejmuje zarówno stymulację obwodowych nerwów w celu odzyskania funkcji ruchowych (FES), konstrukcję elektrod stymulujących umożliwiających odtwarzanie utraconych narządów zmysłów (np. implanty słuchowe), jak również obejmuje obszar urządzeń wszczepianych bezpośrednio do mózgu w celu kontrolowania urządzeń protetycznych.

2. PRZEGLĄD ISTNIEJĄCYCH ROZWIĄZAŃ KONSTRUKCYJNYCH

Funkcjonalna Stymulacja Elektryczna (FES), jest jednym z najbardziej obiecujących osiągnięć technologicznych mających na celu poprawienie zdolności ruchowe u osób z udarem mózgowym (CVA) lub uszkodzeniem rdzenia kręgowego (SCI) jak również umożliwia odtwarzanie prostych czynności ruchowych. Rozwój techniki umożliwił konstrukcję wiele neuroprotez do chwytania do których zalicza się „Freehand system” czy „Handmaster”, które osiągnęły znaczne sukcesy. Choć neuroprotezy osiągnęły sukces jednak rzadko są wykorzystywane w ośrodkach rehabilitacyjnych. Technologia konstrukcji tych systemów nie jest w pełni dojrzała oraz jest bardzo pracochłonna, jak również efekty z użytkowania nie zawsze gwarantują zadowalające rezultaty. Neuroprotezy mogą być z powodzeniem wykorzystane zarówno jako systemy neurorehabilitacyjne, które wspierają powrót do zdrowia i lepszego funkcjonowania kończyn u osób z niekompletnym SCI lub udarem, jak również jako trwałe urządzenia ortotyczne dla osób z całkowitym uszkodzeniem rdzenia kręgowego.

2.1. Przegląd konstrukcji neuroprotez do chwytania

Neuroprotezy do chwytania należą do grupy urządzeń, które mogą usprawnić, przywrócić lub odtworzyć zdolność chwytu, trzymania i puszczenia u osób z uszkodzeniami układu nerwowego. Neuroprotezy wykorzystują FES do sztucznego wywołania skurczu mięśni, wymaganego do wykonania czynności sięgania czy to chwytu u osób, które utraciły świadomą kontrolę nad tymi partiami mięśni w wyniku choroby lub uszkodzenia. Technika FES wykorzystuje sekwencje krótkich impulsów elektrycznych (gdzie szerokość impulsów wynosi 0 - 250 μ s, a amplituda 10-150 mA) do wytworzenia skurczu mięśni, poprzez stymulację motoneuronów lub ścieżek odruchowych. Uporządkowanie sekwencji impulsów jest głównym elementem do osiągnięcia synergistycznego pobudzenia mięśni.

Neuroprotezy dostępne komercyjnie do chwytania umożliwiają przywrócenie dwóch najczęściej używanych chwytów - dłoniowego i bocznego. Chwyty boczny używany jest do trzymania większych i cięższych przedmiotów typu pojemniki czy butelki, zaś chwyt dłoniowy umożliwia trzymanie przedmiotów mniejszych i cieńszych takich jak klucze czy papier. Chwyty boczny uzyskuje się poprzez zgięcie palców w celu dostarczenia opozycji, po którym następuje zgięcie kciuka, natomiast chwyt dłoniowy uzyskuje się poprzez utworzenie opozycji między kciukiem i dłonią w celu aby w następnym etapie równocześnie zgiąć zarówno kciuk jak i palce. Zgięcie palców wykonuje się poprzez stymulację zginacza powierzchownego palców i zginacza głębokiego palców, natomiast prostowanie palców osiągnięte jest poprzez stymulację prostownika wspólnego palców. Chwyty tenodezowe należą do pasywnych chwytów uzyskiwanych poprzez prostowanie nadgarstka. Świadome prostowanie nadgarstka prowadzi do pasywnego zgięcia palców natomiast w przypadku zginania nadgarstka stymulowane są prostowniki palców powodując otwieranie się ręki.

W celu uzyskania stałego skurczu mięśnia ręki i ramienia (skurcz tężcowy), system FES musi dostarczyć minimum 16 impulsów stymulujących na sekundę. Impulsy stymulujące wywołują potencjały czynnościowe (AP) w nerwach motorycznych powodując w ten sposób skurcz odpowiadających im mięśni. W przypadku wytworzenia w nerwach motorycznych mniejszej ilości impulsów stymulujących niż 16AP na sekundę, wówczas mięśnie zamiast płynnego skurczu wytworzą serię drgnień o częstotliwości impulsów stymulujących. Niektóre mięśnie wymagają większej liczby impulsów stymulujących niż 16AP na sekundę, aby uzyskać skurcz tężcowy. Większość systemów FES wykorzystuje dwufazowe impulsy napięciowe lub prądowe lub impulsy jednofazowe skompensowane kształtem impulsu.

Neuroprotezy często są wykorzystywane jako trwałe urządzenia ortotyczne przez osoby

z uszkodzeniami układu nerwowego. W celu poprawnej diagnozy oceny obszaru uszkodzeń nerwów obwodowych i związanej z tym możliwości stosowania FES jest wiarygodność zapisu neurograficznego. Głównym celem stosowania neuroprotezy do chwytania jest wytworzenie pewnego długotrwałego i silnego chwytu lub wytworzenie łagodnego chwytu szczypcowego, który wykorzystywany jest do manipulowania małymi obiektami. Niezależnie od rodzaju stosowanego chwytu ważnym elementem jest prostota sterowania oraz regulacji siły chwytu.

W przypadku uszkodzenia układu nerwowego można zastosować implantowany system FES lub powierzchniowy system FES. Implantowany system FES powinien być stosowany jedynie, kiedy pacjent osiągnie stan stabilności neurologicznej (zakończony jest już proces odbudowy neurologicznej) oraz nie jest już przewidziana znaczna poprawa funkcji. Wykorzystanie powierzchniowych systemów FES pozwala na wprowadzenie ćwiczeń FES podczas wczesnego okresu rehabilitacji. Neuroproteza może być również usunięta z programu ćwiczeń w każdej chwili bez żadnego niepożądanego wpływu na pacjenta.

Najbardziej znanymi neuroprotezami do chwytania są Freehand system, Handmasier NMS -I, NEC FESMate system, Bionic Glove, ETHZ - ParaCare neuroprosthesis, Popvic i inni. Wszystkie neuroprotezy do chwytania są systemami FES z powierzchniowymi elektrodami stymulacyjnymi za wyjątkiem Freehand system oraz NEC FESMate.

Neuroproteza opracowana przez Rebersek'a i Vodovnika była jedną z pierwszych systemów do chwytania. Neuroproteza ta posiadała trzy kanały stymulacyjne, które wykorzystywane były do wytworzenia funkcji chwytania, poprzez stymulację zginaczy i prostowników palców, oraz zginaczy kciuka. Urządzenie to nadal jest jednym z nielicznych systemów FES, które umożliwiają użytkownikowi sterowanie poziomem stymulacji za pomocą różnych interfejsów czujnikowych, jak np. czujnik EMG, potencjometr, czy czujnik ciśnienia. Dzięki temu, pacjent może wybrać najbardziej odpowiadający mu sposób sterowania neuroprotezą. Głównymi wadami tej neuroprotez jest długi czas zakładania i zdejmowania oraz raczej niska selektywność stymulacji. Neuroproteza opracowana przez Rebersek'a i Vodovnika oraz jej późniejsze modyfikacje, nie są dostępne komercyjnie.

System Freehand, jest pierwszą neuroprotezą do chwytania zatwierdzoną przez USA Food and Drug Administration (FDA). Od 1994 we współpracy z NEC Inc., grupa Sendai FES opracowała w pełni implantowany 16-kanałowy stymulator elektryczny NEC FESMate. W przeciwieństwie do systemu Freehand, system neuroprotezy NEC FESMate nie jest dostępny poza Japonią.

Handmaster (Ness Ltd., Raana, Izrael) jest neuroprotezą opracowaną przez Nathan'a i innych do chwytania z trzema powierzchniowymi kanałami stymulacyjnymi. System ten wykorzystywany jest do wytworzenia funkcji chwytnej u tetraplegików i osób po udarze. Handmaster sterowany jest za pomocą przycisku, który umożliwia przełączanie funkcji otwierania i zamykania ręki. Handmaster przewidziany był jako przyrząd do ćwiczeń i rehabilitacji, ale jest również wykorzystywany jako trwałe urządzenie ortotyczne. Jedną z zalet Handmaster'a, jest prostota zakładania i zdejmowania. Handmaster jest przeważnie wykorzystywany jako przyrząd do ćwiczeń dla osób po wylewie i jest komercyjnie dostępny w kilku krajach na świecie. Do wad systemu Handmaster można zaliczyć brak możliwości zmiany położenia elektrod oraz sztywna ortoza, która ustala kąt nadgarstka. Pomimo tych wad Handmaster jest dobrze zaprojektowany i należy do najlepszych komercyjnie dostępnych neuroprotez do chwytania.

Bionic Glove jest neuroprotezą mającą na celu usprawnienie chwytu tenodezowego u osób, które mają zachowaną świadomą kontrolę nad zginaniem i prostowaniem nadgarstka. Kliniczna ocena Bionic Glove wskazuje na przydatność dla tetraplegików, ale poziom całkowitej akceptacji przy długotrwałym użytkowaniu wynosi około 30% potencjalnych użytkowników. W tej konstrukcji znacznie poprawione zostały przede wszystkim siła chwytu

oraz możliwość trzymania dużych przedmiotów. Bionic Glove jest dostępne jedynie do oceny klinicznej w University of Alberta, Edmonton, Kanada. Neuroproteza ta modyfikowany jest obecnie do nowej wersji systemu nazywanej Tetron.

Belgrade Grasping - Reaching System (BGS) zaproponowany przez Popovica i innych reprezentuje neuroprotezy do chwytania, które dostarczają również funkcji sięgania. BGS ma cztery kanały stymulacyjne, spośród których trzy wykorzystywane są do wytworzenia funkcji chwytnej, a czwarty kanał wykorzystany jest do stymulacji mięśnia trójgłowego ramienia, aby umożliwić pacjentowi prostowanie łokcia, w celu osiągnięcia przedmiotów, których w inny sposób nie mógłby dosięgnąć. BGS umożliwia ustawienie czasu trwania każdej z faz czynności chwyt - puszczenie, aby dopasować urządzenie do indywidualnych potrzeb i preferencji użytkownika. System BGS podobnie jak system zaproponowany przez Reberseka i Vodovnika wymaga więcej czasu na rozmieszczenie elektrod w porównaniu z systemem Handmaster i nie jest jeszcze komercyjnie dostępny.

Neuroproteza ETHZ-ParaCare zaprojektowana została w celu usprawnienia funkcji chwytania i chodzenia u osób z SCI lub po wylewie. ETHZ-ParaCare jest systemem FES wykorzystującym stymulację powierzchniową. Programowalny z czterema kanałami stymulacyjnymi z możliwością podłączenia z dowolnym czujnikiem lub systemem czujnikowym. Neuroproteza dostarcza zarówno chwyt dłoniowy jak i boczny. System ten może być sterowany za pomocą proporcjonalnego sygnału EMG, dyskretnego EMG, przycisku lub potencjometru. Główną wadą tego systemu jest zbyt długi czas zakładania.

Neuroprotezy do chwytania zademonstrowały podczas prób klinicznych, że mogą usprawnić funkcję chwytania u osób po udarze czy uszkodzeniu układu nerwowego. Systemy te potwierdzają, że technologia FES może zapewnić wygodny i bezpieczny chwyt. Osoby wykorzystujące system FES były w stanie chwycić, trzymać i manipulować różnymi przedmiotami. Neuroprotezy do chwytania mogą być wykorzystane jedynie do wspomagania wolnych czynności chwytanych ze względu na czas opóźnienia. Takie czynności, jak chwytanie spadających przedmiotów nie są możliwe na obecnym poziomie technologii FES. Wszystkie istniejące neuroprotezy do chwytania wykorzystywane były jako trwałe urządzenia rtotyczne. Ostatnio neuroprotezy Handmaster, BGS i ETHZ-ParaCare skutecznie stosowane były również jako przyrządy rehabilitacyjne wykorzystywane do przywracania funkcji chwytania. Najlepiej akceptowanymi i najczęściej wykorzystywanymi neuroprotezami do chwytania są Freehand i Handmaster.

2.2. Neuroprotezy do chodzenia

Urządzenia FES mające wspomóc lub umożliwić przemieszczanie się pacjentów z SCI, wymagają, aby pacjent miał zachowaną świadomą kontrolę nad kończynami górnymi w celu utrzymania stabilności i równowagi podczas chodu. Dlatego systemy FES do przemieszczania się są użyteczne jedynie dla pacjentów z paraplegią, którzy mają silne i sprawne kończyny górne. W przypadku osób z całkowitą paraplegią głównym celem stosowania systemów FES jest umożliwienie im przyjęcia pozycji stojącej i dostarczenie ograniczonej zdolności chodzenia. Główną wadą tych systemów jest to, że wymagają znacznego wysiłku fizycznego, który przejawia się wysokim tętnem podczas chodzenia. Dlatego też stosują je głównie jako urządzenia treningowe, aby utrzymać ogólną kondycję mięśni i kości, dolnych i górnych kończyn oraz aby ćwiczyć układ krążenia. Pierwsza neuroproteza do chodzenia została zaproponowana w 1961 r. przez Libersona i innych. Od 1961 r. wiele neuroprotez do chodzenia zostało zaprojektowanych i przetestowanych. Urządzenia tego typu mogą być podzielone na systemy, które mają kompensować problem opadającej stopy, jak np. Fepa, MikroFES, WalkAid, Odstock2 oraz na systemy, które umożliwiają chodzenie pacjentom ze sparaliżowanymi obiema nogami jak np. Parastep, RGO, IAS, Praxis24 oraz system

zapropozowany przez Kralja i innych czy Kobetica i innych. Jak dotąd jedynie system WalkAid uzyskał zatwierdzenie FDA. Systemy Fepa, MikroFES i Odstock 2, są komercyjnie dostępne.

System Parastep oraz system zaproponowany przez Kralja i innych, posiadają sześć kanałów stymulacyjnych. Sekwencje stymulacyjne załączane są za pomocą przycisku, zamocowanego do chodzika lub kuli inwalidzkiej. System Parastep zastosowany został u ponad 600 osób i był to pierwszy system FES, który uzyskał zatwierdzenie FDA. Parastep jest komercyjnie dostępny.

Praxis24 i system zaproponowany przez Kobetica i innych są implantowanymi systemami FES z odpowiednio 24 lub 32 elektrodami. Wykorzystywane są do przywrócenia funkcji chodu u pacjentów z paraplegią. Zarówno Praxis24 i system zaproponowany przez Kobertica i innych są używane jedynie do celów badawczych.

Neuroprotezy HAS i RGO są urządzeniami, które obok systemu powierzchniowej stymulacji, posiadają również odpowiednio aktywny lub pasywny stabilizator. Celem stosowania stabilizatorów jest zredukowanie wysokiego poziomu metabolizmu obserwowanego u pacjentów wykorzystujących inne systemy FES do chodzenia, poprzez dostarczenie dodatkowej stabilności i podparcia. Jak dotąd system RGO został zastosowany u ponad 40 pacjentów. Zarówno HAS jak i RGO są wykorzystywane głównie do celów badawczych.

3. PERSPEKTYWY ROZWOJU NEUROPROTEZ

Przyszłe rozwiązania neuroprotezy powinny zawierać udoskonalenia z zakresu sterowania odpowiedzi czuciowej oraz nowych metod uzupełniania braków mięśniowych. Przewidywane również jest połączenie neuroprotezy kończyn górnych z systemami zawiadamiania o opróżnianiu pęcherza moczowego. Sygnałami sterującymi neuroprotezy mogą być sygnały mioelektryczne (MES) generowane przez mięśnie pozostające pod świadomą kontrolą. Sterowanie tego typu jest podatne do implantacji i obecnie opracowywane są implantowane neuroprotezy do chwytania, które będą wyposażone w moduł transmisji RF sygnałów mioelektrycznych od dwóch mięśni. Innym pomysłem jest sterowanie koronowe opierające się na wykorzystaniu sygnałów generowanych przez neurony korowe do dostarczenia informacji sterującej neuroprotezą. Eliminuje to potrzebę stosowania przetworników fizycznych (takich jak sygnały mioelektryczne, przetworniki kątów w stawach) do sztucznego reprezentowania woli użytkownika. Badania tego typu trwają i skupione są wokół dwóch różnych podejść do akwizycji sygnałów korowych. Pierwszym jest selektywne rejestrowanie sygnału z grup neuronów za pomocą wewnętrznych elektrod. Drugim jest rejestrowanie i przetwarzanie sygnałów EEG i użycie niektórych z ich własności do uzyskania sygnałów sterujących.

Mimo, że obiektem zainteresowania jest brak funkcji czynnościowych u osób z uszkodzeniem układu nerwowego to należy zaznaczyć, że uszkodzony jest również system czuciowy. Odpowiedź czuciowa powinna zwiększyć ilość informacji dostarczanych wzrokowo i przypuszczalnie zmniejszyć wysiłek świadomości użytkownika, jakim jest kontrolowanie ruchów neuroprotezy. Możliwymi metodami dostarczania takiej odpowiedzi są wszelkie sposoby modulowania zmysłów. Z powodów praktycznych, najlepszym sposobem jest wykorzystanie zmysłów dotyku (elektryczność) i słuchu.

Używane od lat elektrody „nerve cuff electrode” w urządzeniach FES związanych z respiracją nie były używane w urządzeniach związanych z kończynami górnymi. Głównym powodem była sytuacja powodująca, że w przypadku stymulacji całego nerwu peryferyjnego w ramieniu objawiało się to masową odpowiedzią wielu mięśni wykluczając możliwość

kontrolowania poszczególnych czynności chwytu. W ostatnich latach opracowana została metoda sterowania prądem do różnych miejsc w obrębie „cuff electrode” dająca możliwość rozróżnienia stymulacji pojedynczych mięśni. Opracowana została również metoda umieszczania cienkich elektrod w obrębie nerwu jako metoda stymulacji części nerwu. Inną próbą zmniejszenia liczby przewodów w neuroprotezie jest opracowanie mikrostimulatora. Mikrostimulatorem jest mała, samodzielna, jednokanałowa jednostka, która może być wstrzyknięta do mięśnia za pomocą hypodermicznej igły. Technika ta jest komercjalizowana przez Advanced Bionics (Sylmar, CA). Każdy stymulator jest indywidualnie adresowalny i kontrolowany przez narzucone zewnętrznie pole elektromagnetyczne.

4. WNIOSKI

Neuroprotezy mogą być z powodzeniem stosowane w rehabilitacji osób w przypadkach uszkodzeń układu nerwowego o ile spełnione będą odpowiednie warunki. Pacjent powinien być starannie dobrany poprzez kliniczne i elektrofizjologiczne testy. Wykorzystywanie neuroprotezy powinno być połączone z tradycyjnymi metodami rehabilitacyjnymi. Zalecane jest jak najwcześniejsze stosowanie systemu FES w przypadkach rehabilitacyjnych aby umożliwić przyswajalność oraz w celu odtwarzania jak najwierniejszej funkcji czynnościowej kończyny. Wykorzystując neuroprotezę uzyskujemy poprawę stanu neurologicznego pacjenta w trakcie rehabilitacji. W początkowej fazie rehabilitacji powinna zostać zastosowana neuroproteza powierzchniowa wspomagająca funkcję kończyny. Odpowiednio dostosowane sekwencje stymulacyjne, parametry stymulacji, rozmieszczenie elektrod oraz czujników w celu właściwego sterowania neuroprotezą do indywidualnych potrzeb pacjenta. Postęp w dalszym udoskonaleniu neuroprotez może przyczynić się do rozpowszechnienia tej technologii do szerszego grona osób.

LITERATURA

- [1] Milos R., Popovic PhD., Curt A., Keller T.: Functional Electrical Stimulation for Grasping and Walking: Indications and Liro, Spinal Cord: June 2001.
- [2] Milos R. Popovic, Dejan B. Keller T.: Neuroprostheses for grasping, Neurol Res 2002, 24:443-452, 2002.
- [3] Xavier N., Thilo B. Krueger, Lago N.: A critical review of interfaces with the peripheral nervous system for the control of neuroprostheses and hybrid bionic systems, Journal of the Peripheral Nervous System, 10:229-258, 2005.
- [4] Chapin J., Moxon K.: Neural prostheses for restoration sensory and motor function. 2001

THE POSSIBILITY OF APPLYING THE NEUROPROTEZ IN DAMAGES OF NERVOUS SYSTEM

Summary. The Neuroproteza is a system connecting human nervous system with electronic devices which can electrically stimulate muscles and nerves and are able of restoring the movability of paralysed limbs. The field of neuroptic devices includes electric stimulation of district nerves in order to recover motive functions (the FES), the construction of electrodes stimulating in aim of improvement organ senses (np. the aural implants), as well as using devices directly implanted into the brain in order to control and steer electronic or orthotic devices.

Ewa KOLCZYK*, Anżelina MAREK*, Krzysztof SOBCZYK**

*Katedra Mechaniki Materiałów, Politechnika Śląska, Katowice

**Szpital Miejski w Siemianowicach Śląskich

SPOSOBY NISZCZENIA POLIETYLENOWYCH PANEWEK ENDOPROTEZ STAWU BIODROWEGO

Streszczenie. W oparciu o przegląd literatury opisano zjawiska niszczenia polietylenowych panewek endoprotez stawu biodrowego, uwzględniając problematykę zużycia ściernego, plastycznego odkształcenia, pęknięcia i pełzania materiału. Podjęto próbę uporządkowania wpływu czynników mechanicznych, strukturalnych i biologicznych na mechanizm obłuzowania elementów sztucznego stawu biodrowego.

1. WSTĘP

Duży postęp w dziedzinie alloplastyki stawu, szczególnie biodrowego, nie byłby możliwy bez rozwoju inżynierii materiałowej oraz biomechaniki.

Materiały stosowane na implanty, między innymi na elementy endoprotez, powinny posiadać:

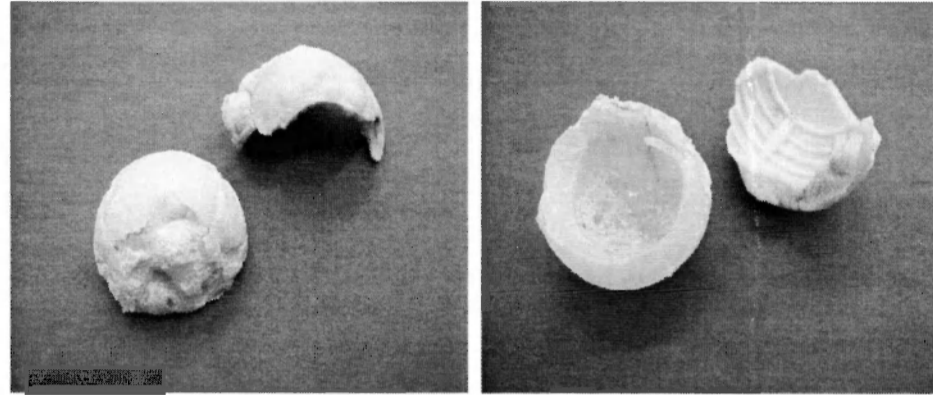
- odpowiednie właściwości mechaniczne (wytrzymałość na rozciąganie, moduł sprężystości, wytrzymałość zmęczeniową),
- odporność na korozję,
- odpowiednie właściwości trybologiczne,
- obojętność biologiczną [1].

Koncentrując się na zagadnieniu zużycia polietylenowych panewek endoprotez stawu biodrowego, należy zwrócić uwagę na problematykę odkształcania plastycznego, pęknięcia, pełzania i zużycia ściernego materiału.

2. ANALIZA ZJAWISK NISZCZENIA PANEWEK

Panewki wykonane są z wysokocząsteczkowego polietylenu, który charakteryzuje się małym współczynnikiem tarcia, obojętnością biologiczną i niskimi właściwościami mechanicznymi, szczególnie niską granicą plastyczności i skłonnością do pełzania [2].

W miarę upływu czasu panewka zmienia swój kształt w wyniku trwałych odkształceń (zmniejsza się grubość ścianki), jak również w wyniku zużycia trybologicznego, co prowadzi do osłabienia przekroju panewki i w końcu do perforacji lub pęknięć. Z odkształceniami trwałymi wiąże się proces utraty spójności cementu kostnego, przy pomocy którego panewka jest kotwiczona w kości miednicy (rys. 1). Panewka obłuzowuje się w warstwie cementu, a powstające cząsteczki cementu mogą przemieszczać się, powodując zniszczenie tkanki kostnej w otoczeniu panewki [2, 3].



Rys. 1. Polietylenowa panewka z fragmentami cementu kostnego po 17-letnim okresie użytkowania z widocznymi efektami zużycia trybologicznego, odkształcenia plastycznego i pęknięcia

Na mechanizm obłuzowania elementów sztucznego stawu biodrowego mają wpływ czynniki: mechaniczne, strukturalne i biologiczne. Oddziaływanie na powierzchniach elementów stawu biodrowego zmieniających się cyklicznie naprężeń kontaktowych może prowadzić do pittingu, delaminacji i zmian krystalicznych polimeru. W rezultacie obce ciała prowadzą do osteolizy, resorpcji kości i zniszczenia implantu oraz wewnętrznego obłuzowania [4].

Do podstawowych mechanizmów zniszczenia trybologicznego zalicza się zużycie abrazyjne, adhezyjne i zmęczeniowe. Powierzchnia po procesie zużycia posiada regularne fale [5]. Zarówno zużycie abrazyjne, jak i adhezyjne może prowadzić do wysokiego stopnia zużycia panewek z wysokocząsteczkowego polietylenu UHMWPE [6].

Jedną z metod, która prowadzi do zmniejszenia dużych odkształceń plastycznych powierzchni silnie usieciowanego materiału jest powstrzymanie możliwości poruszania się łańcuchów i ich reorientację, a tym samym zmniejszenie zużycia panewki. Można poprawić odporność na zużycie panewek poprzez zastosowanie promieniowania jonizującego. Stopień poprawy jest tym większy, im większa jest dawka promieniowania. Krystaliczność polimeru spada ze wzrostem dawki promieniowania gamma. Zaobserwowano, że szczątki zużycia były mniejsze dla XLPE niż dla UHMWPE. Elementami zużycia UHMWPE są fibryle i części zaglomerowane [4, 6, 7].

Na styku polimer-metal, tworzywo doznaje odkształceń pod wpływem wysokich obciążeń. W wyniku tego panewka może zmienić kształt i spowodować obłuzowanie całej endoprotezy. Konsekwencją zużycia trybologicznego endoprotezy z panewką polietylenową przy występowaniu par trących:

- polietylen - kość,
- metal - polietylen,
- metal - kość,

są następujące produkty zużycia: mikrowykruszenia kości, metalu, jak i polietylenu, a także odkształcenie polietylenu [9].

W celu zwiększenia stabilności podwójnej panewki metalowo-polietylenowej można użyć śrub służących do zamocowania półkolistego, porowatego elementu panewki. Jednak powoduje on zużycie ściernie na połączeniu śrub i metalowej czapeczki, zużycie polietylenu w otworach śrub z niszczeniem wzdłuż rozstawu śrub i penetrację śrub w strukturę neuronaczyniową [11].

Na obłuzowanie panewek ma również wpływ stan strukturalny polimeru, który ze zwiększeniem okresu użytkowania implantu ulega zmianie.

Polietylen jest liniowym polimerem zawierającym kryształy lamelarne i między nimi strefę amorficzną [5]. Wraz ze wzrostem okresu użytkowania implantu stopień krystaliczności polietylenu wzrasta, gdyż ulega on w organizmie człowieka utlenieniu. Powoduje to większą kruchość materiału i z tego powodu szybsze zużycie mechaniczne, połączone ze złamaniem i rozkawałkowaniem elementu. Zmiana struktury krystalicznej polietylenu następuje pod wpływem działania czynników biologicznych [3, 8].

Do czynników inicjujących mechaniczne uszkodzenie endoprotezy zalicza się uraz, działanie wibracyjne, wadliwe-koślawe lub niecentralne umieszczenie panewki, zbyt płytkie zaczepy cementu, nierówność dna kostnego i niedoskonałą technikę operacyjną, jak również stosowanie za dużych o 2-3 mm elementów [10, 11].

Inicjowanie pęknięć wiąże się z występowaniem obszarów cyklicznie obciążonych [12]. Pęknięcia powstają na brzegach i mogą rozchodzić się przez dno panewki od tylnej do przedniej ściany. Innym powodem występowania pęknięć jest stosowanie panewek o zbyt dużych wymiarach, mocowanych na wcisk. Takie pęknięcie zależy od wielu czynników, a mianowicie:

- sztywności kości,
- wielkości siły zadanej przy mocowaniu panewki,
- rozmiaru panewki,
- wytrzymałości materiału panewki [11].

2. PODSUMOWANIE

Na podstawie przeprowadzonego studium literaturowego można stwierdzić, że polietylenowe panewki endoprotezy stawu biodrowego ulegają różnym sposobom niszczenia, w zależności od różnych czynników. Ważnymi czynnikami są:

- właściwości wyjściowe materiału,
- kształt i wymiary implantu (czynniki geometryczne),
- środowisko biologiczne (organizm),
- technika operacyjna,
- czas użytkowania implantu,

jak również styl życia pacjenta, który nie powinien nadmiernie obciążać stawu biodrowego.

Postęp nauki prowadzi do coraz to nowych rozwiązań konstrukcyjnych panewek, które w coraz większym stopniu eliminują pojawiające się problemy.

LITERATURA

- [1] Marciniak J.: Biomateriały w chirurgii kostnej, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992.
- [2] Okrajni J., Myalski J., Toborek J., Kusz D., Cybo J., Duda P.: Prognozowanie zmian właściwości polietylenowej komponenty panewkowej endoprotezy stawu biodrowego. Materiały II Sympozjum Biomechaniki w Implantologii, Katowice 1999, s.128-133.
- [3] Toborek J., Okrajni J., Gajda Z., Cybo J.: Mechaniczne uwarunkowania trwałości polietylenowej panewki w całkowitej endoprotezoplastyce stawu biodrowego. Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol. 65(3), 2000, s.249-254.
- [4] Affatato S., Bersaglia G., Rocchi M., Taddei P., Fagnano C., Toni A.: Wear behaviour of cross-linked polyethylene assessed in vitro under severe conditions. Biomaterials 26, 2005, s.3259-3267.
- [5] Shi W., Dong H., Bell T.: Tribological behaviour and microscopic wear mechanisms of UHMWPE sliding against thermal oxidation treated Ti6Al4V. Material Science and Engineering, A291, 2000, s.27-36.
- [6] Wang A., Essner A., Polineni V.K., Stark C., Dumbleton J.H.: Tribological International 1998, Vol.31, s.17-31.
- [7] Edidin A., Pruitt L., Jewett C.W., Crane D.J., Kurtz S.M.: Plasticity introduced damage layer is a precursor to wear in radiation cross linked UHMWPE acetabular components for total hip replacement. Journal Arthroplasty, 1999, 14(5), s.616-627.
- [8] Otfinowski J., Pawelec A.: Zmiany krystaliczności polietylenu w usuniętych panewkach endoprotez Wellera. Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol., 1994, s.283-286.
- [9] Gierzyńska-Dolna M.: Niektóre aspekty badań tribologicznych materiałów stosowanych w medycynie. Materiały konferencyjne: Nowe materiały i technologie dla medycyny. Częstochowa-Kokotek, 1995, s.187-197.
- [10] Król R.: Czynniki wpływające na mechaniczne uszkodzenie polietylenowej panewkowej części protezy stawu biodrowego. Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol., 1994, s.274-279.
- [11] Kim Y.S., Callaghan J.P., Brown T.: Fracture of acetabulum during insertion of an oversized hemispherical component. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1995, s.111-117.
- [12] Birman M., Noble P., Conditt A., Li S., Mathis K.: Cracking in Ultra High Molecular Weight Polyethylene Acetabular Liners. The Journal of Arthroplasty, 2005, s.87-92.

DESTRUCTION METHODS OF THE ARTIFICIAL HIP POLYETHYLENE ACETABULAR CUPS

Summary. On the base of literature review destruction phenomenons of the artificial hip polyethylene acetabular cups have been described taking into consideration tribological wear, plastic deformation, fracture and material creep. It has been analyzed influence of mechanical, structural and biological factors on loosening of artificial hip components.

Ewa KOLCZYK*, Krzysztof SOBCZYK**, Jerzy MYALSKI***, Alicja BALIN*

*Katedra Mechaniki Materiałów, Politechnika Śląska, Katowice; **Szpital Miejski w Siemianowicach Śląskich; ***Katedra Technologii Stopów Metali i Kompozytów, Politechnika Śląska, Katowice

WPLYW CZASU NA UTRATĘ WŁAŚCIWOŚCI UŻYTKOWYCH POLIETYLENOWYCH PANEWK ENDOPROTEZ STAWU BIODROWEGO

Streszczenie. W pracy podjęto próbę określenia ilościowych zmian właściwości użytkowych polietylenowych panewek endoprotez stawu biodrowego w zależności od upływu czasu od ich produkcji. Badaniom poddano panewki z wysokocząsteczkowego polietylenu, wyprodukowanego w latach od 1991 do 2003. Przeprowadzono pomiary twardości materiału na płaskich przekrojach panewek oraz statyczną próbę rozciągania specjalnie przygotowanych z tych panewek próbek w postaci pierścieni. Stwierdzono niekorzystne zmiany badanych charakterystyk mechanicznych polietylenu wraz z upływem czasu.

1. WSTĘP

We współczesnej ortopedii jednym z najważniejszych problemów jest zachowanie się implantów w organizmie człowieka [1]. Ważne jest trwałe zamocowanie protezy, jaki trwałość materiału, z którego jest ona wykonana [2].

Jednym z głównych materiałów stosowanych w ostatnich trzech dziesięcioleciach w całkowitej endoprotezoplastyce stawu biodrowego jest wysokocząsteczkowy polietylen (UHMWPE). Pomimo dużego zastosowania UHMWPE w artroplastyce biodra i kolana w dalszym ciągu nie udało się wyeliminować niekorzystnych cech tego materiału. Nadal występuje proces zużycia i osteolizy, który dotyczy szczególnie ludzi młodych i aktywnych [4]. Produkty zużycia pochodzące głównie od UHMWPE powodują resorbcję kości i niekorzystne reakcje w tkankach ludzkich, co prowadzi do obłuzowania i pęknięć protezy [3].

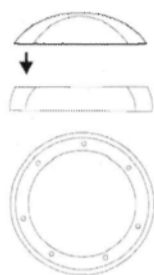
Aby poprawić właściwości użytkowe polietylenowych implantów stosuje się usieciowany UHMWPE. Usieciowanie polietylenu prowadzi jednak do spadku jego właściwości mechanicznych szczególnie ciągliwości, wytrzymałości zmęczeniowej i odporności na kruche pękanie [4].

Obluzowanie i niszczenie polietylenowych panewek endoprotez stawu biodrowego wiąże się ze zjawiskami ich plastycznego odkształcania, zużycia trybologicznego i zmian zachodzących w strukturze polietylenu oraz pękania [5]. Polietylen ma niską granicę plastyczności, co wiąże się z jego dużą zdolnością do odkształceń trwałych. Jednocześnie związane jest to z procesem zużycia trybologicznego [1]. Oba te procesy prowadzą do osłabienia przekroju panewki, z dalszym procesem perforacji lub pękania [4].

Wszystkie zjawiska prowadzące do zniszczenia panewek wiążą się z czasem ich użytkowania. Dlatego też w pracy podjęto próbę określenia, jakim zmianom ulegają charakterystyki mechaniczne polietylenu w miarę upływu czasu.

2. METODYKA BADAŃ

Badaniom poddano panewki z wysokocząsteczkowego polietylenu wyprodukowane w latach 1991-1993, 1995 i 1997 (firmy Aesculap), oraz 2002-2003 (firmy Keramed). Przeprowadzono pomiar twardości na płaskich przekrojach panewek oraz statyczną próbą rozciągania specjalnie przygotowanych próbek w kształcie pierścieni. Próbę twardości przeprowadzono na urządzeniu HK465 firmy Heckernt metodą Brinella przy obciążeniu 135N. Wgłębnikiem była kulka stalowa o średnicy 5mm. Pomiaru twardości dokonano według schematu przedstawionego na rys.1

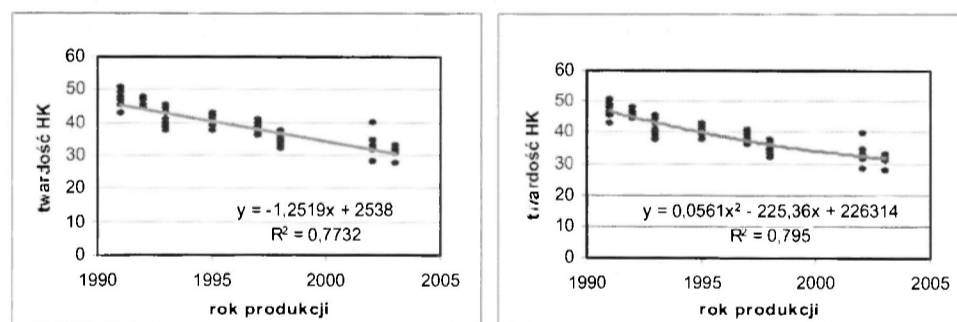


Rys. 1. Schemat pomiaru twardości panewki

Statyczną próbą rozciągania pierścieni wyciętych z panewek przeprowadzono na maszynie wytrzymałościowej Instron 4469, stosując prędkość rozciągania 50min/min.

3. WYNIKI BADAŃ

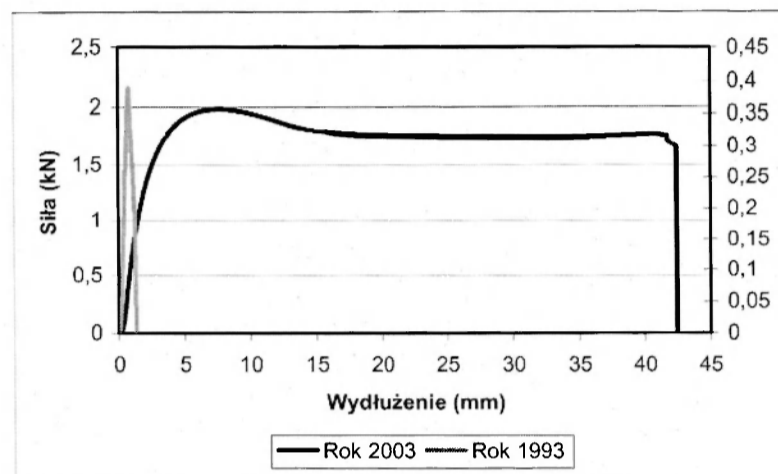
Otrzymane wyniki badań twardości przedstawiono na wykresach zamieszczonych na rys.2. Na ich podstawie można stwierdzić, iż w miarę upływu czasu panewki zwiększają swoją twardość.



Rys. 2. Wykres zmiany twardości HK panewek w zależności od roku produkcji

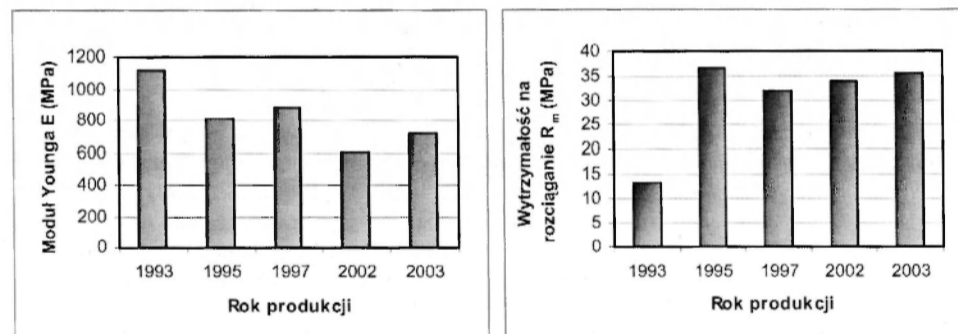
Efektom tego zjawiska jest spadek właściwości plastycznych polietylenu wraz z upływem czasu, co wiąże się z jego większą skłonnością do kruchego pęknięcia. Wyniki ze statycznej próby rozciągania próbek przygotowanych z panewek przedstawiono na rys.3 i 4.

Na podstawie krzywych rozciągania (rys.3) można stwierdzić, że próbka wykonana z panewki z 2003 roku doznaje dużych odkształceń plastycznych, wykazując zdolność do płynięcia.



Rys. 3. Przykładowe krzywe rozciągania pierścieni wykonanych z panewek

Próbka z panewki z 1993 roku zachowuje się jak ciało kruche. Występujące odkształcenia są bardzo małe i sprężyste. Wiąże się z tym najniższa wytrzymałość na rozciąganie $R_m = 13,42$ MPa, uzyskana dla polietylenu z 1993 roku (rys.4). Dla pozostałych próbek wartości R_m kształtują się na tym samym poziomie z uwagi na stan materiału, który nie jest tak kruchy jak ten z 1993 roku, lecz zdolny jest do większych odkształceń plastycznych.



Rys. 4. Wartości modułu Younga E i wytrzymałości na rozciąganie R_m polietylenu w zależności od roku produkcji panewek

Z porównania wartości modułów Younga E polietylenu (rys.4) wynika że, materiał z lat najstarszych ma wartość E największą, a z lat najmłodszych najmniejszą. Spowodowane jest

to skłonnością do starzenia się polietylenu wraz z upływem czasu, polegającą na utracie właściwości plastycznych.

4. PODSUMOWANIE

Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, że w miarę upływu czasu właściwości użytkowe panewek ulegają pogorszeniu. Zwiększa się twardość polietylenu oraz zmniejszają się jego właściwości plastyczne. Może to powodować skłonność polietylenowych panewek do kruchego pęknięcia. Aby zwiększyć okres użytkowania polietylenowych panewek ważne zatem jest poznanie zjawisk, jakie zachodzą w materiale w miarę upływu czasu.

LITERATURA

- [1] Okrajni J., Myalski J., Toborek J., Kusz D., Cybo J., Duda P.: Prognozowanie zmian właściwości polietylenowej komponenty panewkowej endoprotezy stawu biodrowego. Materiały II Sympozjum Biomechanika w Implantologii, Katowice 1999, s.128-133.
- [2] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia Wybrane. Wydawnictwo Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [3] Shi W., Dong H., Bell T.: Tribological behaviour and microscopic wear mechanisms of UHMWPE sliding against thermal oxidation treated Ti6Al4V. Material Science and Engineering A291, (2000), s.27-36
- [4] Birman M., Noble P., Condit M., Li S., Mathis K.: Cracking and impingement in Ultra-High-Molecular-Weight polyethylene acetabular liners. The Journal of Arthroplasty 2005, Vol. 20 No.7 Suppl. 3, s. 87-92
- [5] Toborek J., Okrajni J., Gajda Z., Cybo J.: Mechaniczne uwarunkowania trwałości polietylenowej panewki w całkowitej endoprotezoplastyce stawu biodrowego. Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol. 65(3) 2000, s.249-254.

IMPACT OF TIME ON LOSS USEFUL PROPERTIES OF THE ARTIFICIAL HIP POLYETHYLENE ACETABULAR CUP

Summary. The aim of this paper is analysis of changes of mechanical properties of the artificial hip polyethylene acetabular cup depending on time of production. Polyethylene cups produced in the period between 1991 and 2003 were investigated. Hardness test has been made on flat, cross-sections acetabular cups and static tension test on special specimens which have ring shape. It has been stated disadvantageous effect that mechanical properties of PE change with time.

Adam KOŹLIK, Koło Naukowe Analizy Ruchu przy Zakładzie Biomechaniki, AWF, Katowice

NOWY „SCHEMAT CIAŁA” W NASTĘPSTWIE WYCHYLENIA W POSTAWIE STOJĄCEJ?

Streszczenie: Celem pracy było określenie, czy odległość pomiędzy wypadkową siły reakcji podłoża (COP) a osią obrotu stawu skokowo-goleniowego w pozycji stojącej jest modyfikowana w zależności od wcześniej wykonanego zadania ruchowego. Analizowano parametry amplitudowe stabilogramu w czterech kolejno następujących po sobie próbach. Zaobserwowano 3 schematy zachowań różniące się dokładnością odtworzenia pozycji wyjściowej. Grupa 1 - badani, którzy powracając do pozycji spoczynkowej minęli punkt wyjściowy. Grupa 2 - badani, którzy powracając nie dotarli do punktu wyjściowego.

Grupa 3 - badani, którzy powracając dokładnie odwzorowali położenie spoczynkowe.

1. WSTĘP

Utrzymanie pozycji stojącej przez człowieka jest procesem złożonym. Procesem tak złożonym, iż do tej pory nie zbadano wszystkich mechanizmów, które biorą w nim udział. I tak po znacznym uproszczeniu powstanie mechanizm, który składa się z układu ruchomych członów, połączonych ze sobą za pomocą stawów a napędzanych przez mięśnie. Zdaniem Bobera, „jeżeli zdamy sobie sprawę z konstrukcji układu kostno-stawowo-mięśniowego człowieka to zrozumiemy, że poszczególne segmenty stanowią wahadła odwrócone [4]. Układ ten może się poruszać lub pozostawać w spoczynku. Pojęcie spoczynku i równowaga człowieka nie są tożsame z definicjami fizycznymi tych zjawisk dotyczących zachowań bryły sztywnej”. Utrzymanie nieruchomej pozycji żywego organizmu jest niemożliwe. Podczas „nieruchomej” pozycji stojącej człowiek nieustannie się kołysze. Kołysania te określa się mianem wychwiał postawy. Wychwiania są wynikiem między innymi przemieszczeń mas podczas pracy serca, oddychania, przemieszczeń treści pokarmowych. Równocześnie wynikają z niemożności utrzymania stałych wartości momentów sił mięśniowych. Zdolność utrzymania równowagi w takich warunkach zdeterminowana jest przez szereg wzajemnie uzupełniających się mechanizmów. Jednym z nich jest identyfikacja położenia i przemieszczeń poszczególnych członów względem siebie oraz względem kierunku działania sił ciężkości. Detekcja możliwa jest przez układ wzroku, układ wertykalny (błędnik), proprioceptory zlokalizowane w narządzie ruchu jak również receptory ucisku i wibracji (ciałka Pucciniego), które przekazują istotne informacje o siłach działających na dany fragment powłok skórnych. Integracja informacji sensorycznych i odpowiedzi motorycznych pozwala na utrzymanie równowagi naszego ciała. Człowiek traci równowagę, jeżeli rzut pionowy ogólnego środka ciężkości ciała wypada poza granicę stabilności. Za granicę stabilności uważa się krawędź pola podparcia [1], które jest utworzone przez obrys stóp (dla postawy stojącej). Po wytrąceniu z równowagi stojący człowiek wywróci się lub zmieni ułożenie stóp, aby zwiększyć pole podparcia a tym samym spowodować by rzut ogólnego

środką ciężkości znalazł się na owej płaszczyźnie. Odzyskanie równowagi odbywa się w tym przypadku za pomocą tzw. „strategii jednego lub wielu kroków”[3]. Amplituda i częstotliwość wychwiał są zmienne. Na przykład wyłączenie informacji wzrokowej powoduje zwiększenie wychwiał o 2 do 3,5 raza, zaś zwiększenie częstotliwości około 1,5 raza. Zmiana położenia głowy powoduje zwiększenie amplitudy około 1,5 raza zaś częstotliwości około 1,2 raza. Inne czynniki jak ustawienie stóp, temperatura i rodzaj podłoża mają również wpływ na wielkość amplitudy i częstotliwość wychwiał [2].

Każdy człowiek posiada swój indywidualny „schemat ciała” pozycji stojącej. Korowy ośrodek schematu ciała znajduje się w prawej półkuli mózgu a dokładniej w płacie ciemieniowym. Ośrodek ten stanowi pewnego rodzaju wzornik w którym są „zaprogramowane” wszystkie wartości, wszystkie informacje posturalne które posłużą do zajęcia pozycji stojącej, tzn. ustawienie kątowe poszczególnych stawów, napięcia poszczególnych mięśni jak i odpowiednią pobudliwość układu nerwowego. Kiedy stoimy swobodnie i wykorzystujemy nasz indywidualny „schemat ciała stania swobodnego” posługujemy się procesem, przez który nasz mózg informacje ze zmysłów przyjmuje, segreguje, eliminuje, rozpoznaje i integruje z już posiadanymi aby następnie zainicjować adekwatne procesy ruchowe aby pożądaną stan osiągnąć (stanie swobodne). Według Błaszczyka (2004) rzut ogólnego środka ciężkości pada od 4-5 [cm] przed oś obrotu stawu skokowo-goleniowego. Jest to pozycja, dla której zużywane jest najmniejsza ilość energii a tym samym stanowi najdogodniejszą pozycję do rozpoczęcia najczęstszej formy lokomocji, jaką jest chód.

Zjawiska opisane powyżej jak w wystarczającym stopniu dały podstawę do zadania szeregu pytań. Czy owy schemat ciała ulega modyfikacją? Czy modyfikujemy go w zależności od potrzeby? Jak dokładny jest proces odwzorowywania?

Zgodnie z postawionymi pytaniami badawczymi wysunięto następujące hipotezy robocze:

- 1) Stanie swobodne jest czynnością powtarzalną i charakteryzuje się powtarzalnymi parametrami stabilograficznymi.
- 2) Wychylenie w pozycji stojącej i powrót to stania swobodnego nie wpływa na parametry uzyskiwane podczas stania swobodnego.

2. MATERIAŁ I METODY BADAŃ

Eksperyment przeprowadzono na grupie 27 losowo wybranych studentów AWF, którzy nie zgłaszali żadnych dolegliwości ze strony narządu ruchu oraz zaburzeń równowagi. Za pomocą analizy wariancji potwierdzono, że pod względem wybranych cech (tabela 2) grupy były jednorodne.

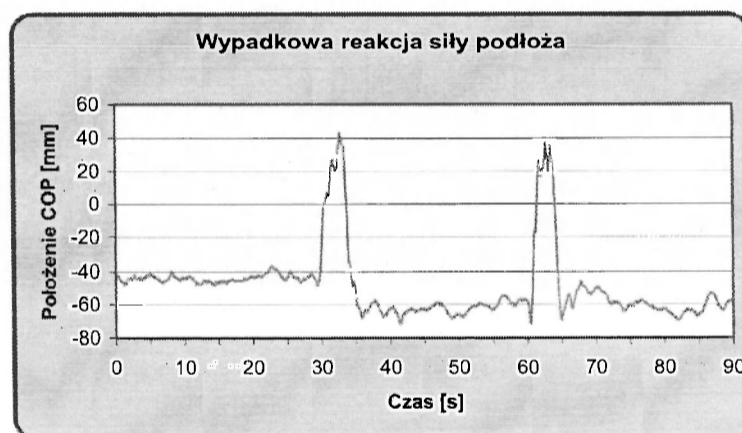
Tabela nr2. (Statystyka opisowa badanych w poszczególnych grupach)
BV wysokość ciała, dl STO długość stopy, dl SS długość śródstopia
podczas stania swobodnego.

grupa	płeć	n	Wiek		MASA		BV		dlSTO		dlSS	
			Srednie	Odch.std	Srednie	Odch.std	Srednie	Odch.std	Srednie	Odch.std	Srednie	Odch.std
1	k	5	22,6	3,58	58,2	4,71	168,1	4,10	254,0	19,14	121,0	8,22
1	m	8	22,8	0,46	78,5	9,49	180,8	7,72	324,9	162,28	129,5	9,44
2	k	5	22,0	1,87	56,8	7,60	165,4	9,89	245,2	14,27	115,4	4,34
2	m	1	23,0	0,00	75,0	0,00	173,0	0,00	265,0	0,00	123,0	0,00
3	k	4	21,3	1,50	62,5	3,32	167,9	3,12	246,0	15,87	120,8	4,65
3	m	4	22,3	0,96	73,0	12,70	177,3	5,44	270,0	18,81	125,8	6,50
gól gn.		27	22,3	1,79	67,4	11,96	172,9	8,90	275,0	91,69	123,2	8,45

Próba numer 4 trwała 90 s. składała się na nią: 30 s. stania swobodnego z zamkniętymi oczami, po czym na sygnał prowadzącego badany wychylał się w przód i również na znak miał powrócić do tej samej pozycji stania swobodnego (pozycja wyjściowa), następnie badany stał przez kolejne 30 s. w pozycji spoczynkowej i po czym na znak prowadzącego wykonywał kolejno wychylenie w przód i powrót do pozycji wyjściowej, po czym stał przez kolejne 30 s. aż do zakończenia próby. Każdy badany był poinstruowany ile czasu będą trwały próby 1 do 4. Badani zostali również zapewnieni, że nie będą w żaden sposób narażeni na siły działające z zewnątrz (popchniecie), informacja ta miała na celu wykluczenie możliwości przyjęcia pozycji, w której napięcie spoczynkowe mięśni byłoby podwyższone. W próbie numer 4 badanemu nie był znany kierunek, w którym miał się wychylić. Na rycinie 1 przedstawiono przykładowy zapis prób 1-3, na rycinie 2 przykładowy zapis próby 4.



Rys.1. Przykładowy zapis próby od 1 do 3. (Stanie swobodne)



Rys.2. Przykładowy zapis próby 4. (Stanie z wychyleniami)

Próby od 1 do 3 miały na celu rejestrację powtarzalności pozycji wyjściowej podczas stania swobodnego. Próba nr 4 posłużyła do zgromadzenia parametrów uzyskiwanych po wykonaniu zadania ruchowego i próby powrotu do pozycji spoczynkowej. Dla każdej z tych prób wyliczono podstawowe parametry stabilograficzne. Rejestrowano położenie

wypadkowej siły reakcji podłoża (COP) w płaszczyźnie strzałkowej za pomocą platformy dynamograficznej firmy Kistler. Schemat uzyskanego zapisu przedstawia rysunek 1 i 2. Analizowano średnie wartości przemieszczenia ogólnego środka ciężkości w poszczególnych próbach i analizowano je za pomocą analizy wariancji z powtarzanymi pomiarami oraz test post hoc Tukeya. Parametry statystyczne wyliczono przy użyciu programu Statistica.

3. ANALIZA WYNIKÓW BADAŃ

Uzyskane wyniki wskazują, iż badani wykazywali 3 strategie zachowań. Najczęściej (grupa 1) pojawiała się strategia „przesterowania”, w której po wykonaniu zadania ruchowego (wychylenie w przód) osoby miały punkt spoczynkowy zatrzymując się za nim i ustalając jako „nowy” punkt spoczynkowy. W kolejnej strategii (grupa 2) badani nie powracali do punktu spoczynkowego a zatrzymywali się przed nim. Z kolei w 3 grupie badani wykazywali się precyzyjnym odwzorowaniem pozycji spoczynkowej także po dwóch próbach wychylenia w przód. Uśrednione wyniki poszczególnych grup przedstawia tabela 1.

Po analizie okazało się że: w grupie nr 1 pozycje wyjściowe (cop1, cop2, copPW) statystycznie różnią się parametrami od pozycji uzyskiwanych po wykonaniu wychylenia (copW1, copW2). W grupie nr 2 wszystkie pozycje wyjściowe (cop1, cop2, cop3, copPW) statystycznie różnią się od pozycji przyjmowanej po drugim wychyleniu (copW2). W grupie numer 3 nie zaobserwowano statystycznych różnic pomiędzy stanem swobodnym a pozycją po wychyleniu. Jediną zaobserwowaną statystyczną różnicą, była różnica pomiędzy pozycjami przyjmowanymi po wykonaniu wychylenia (copW1 vs. copW2). Charakterystyka opisowa wyników przedstawiona jest na rysunku 3 i 4.

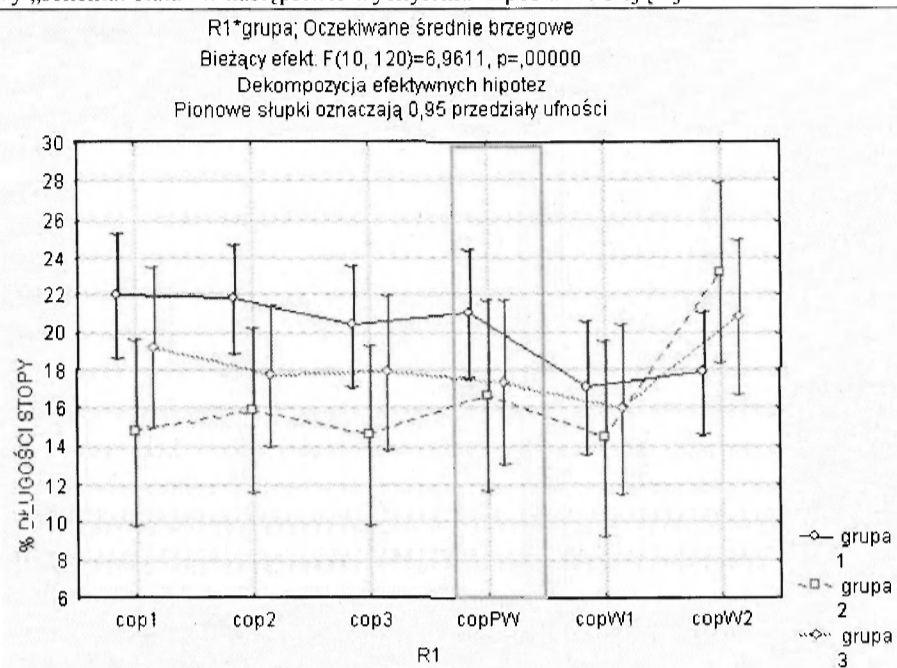
Tabela 1. Podział na grupy. Średnia jest różnicą odległości [w milimetrach] z przed zadania ruchowego i po wykonaniu wychylenia w postawie stojącej

Grupa	roznica Średnie	roznica N	roznica Odch.std
1	-17	13	13,5
2	19	6	5,3
3	0,5	8	6,1
Razem	-3,8	27	17,7

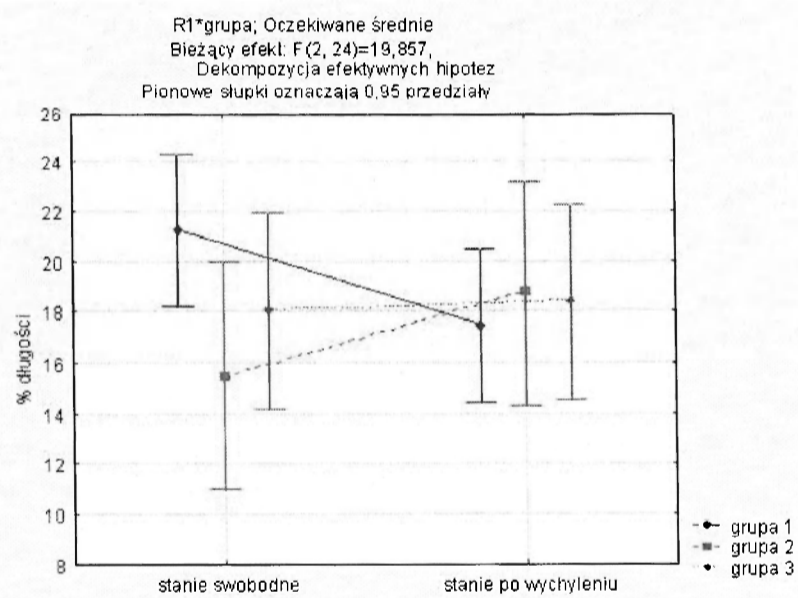
Grupa 1 - badani, którzy powracając do pozycji spoczynkowej minęli punkt wyjściowy.

Grupa 2 - badani, którzy powracają nie dotarli do punktu wyjściowego.

Grupa 3 - badani, którzy powracając dokładnie odwzorowali położenie spoczynkowe.



Rys.3. Średnie położenie COP w poszczególnych próbach. Gdzie **cop1**-stanie swobodne, **cop2**- stanie swobodne, **cop3**- stanie swobodne, **copPW**- stanie swobodne przed wychyleniem, **copW1**- stanie swobodne po wychyleniu **cop2**-stanie swobodne po wychyleniu



Rys.4. Uśrednione odległości trzech grup uzyskiwane podczas stania swobodnego i po wykonaniu wychylenia

4. WNIOSKI

- 1) Stanie swobodne jest czynnością powtarzalną.
- 2) Wychylenie ciała w pozycji stojącej i powrót do pozycji spoczynkowej istotnie wpływa na położenie OSC.

LITERATURA

- [1] Błaszczyk J.W.: Biomechanika kliniczna. Warszawa: PZWL 2004.
- [2] Bober T. Biomechanika. Wybrane zagadnienia. Red.. Wrocław: Wyd. AWF, 1993
- [3] Hsiao E.T.,Robinovitch S.N. Biomechanical influences on balance recovery bystepping. J. Biomech. 32(10), str. 1099-1106, 1999.
- [4] Matyja M. :Edukacja sensomotoryczna niemowląt. AWF Katowice 2005
- [5] Gantchev G.N., Mori S., Massion J.:m Motor Control, Today and Tomorrow, 1999
Body Schema and body image - A DOUBLE DISSOCIATION

**NEW „BODY SCHEMA” CREATED AFTER MAKING A DEFLECT
IN STANDING POSITION**

Summary. The aim of work was the answer, is the distance between center of pressure (COP) and axis rotation of ankle in standing position is modify after making physical task. In experiment were analysed amplitude parameters in four tests. It appeared that students with were examined were using 3 different type of behavior. In group 1 (n = 13) after the physical task definitely the distance between center of pressure (COP) and axis rotation of ankle was shorter. In group 2 (n = 6) the distance was longer and in group 3 (n = 8) statistically the distance was precisely the same.

Sylwia ŁAGAN, Katedra Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

OPTIMALIZACJA WYTRZYMAŁOŚCIOWA ZĘBÓW REKONSTRUOWANYCH METODĄ POŚREDNICH WYPELNIEN KOMPOZYTOWYCH TYPU INLAY/ ONLAY

Streszczenie. W pracy przedstawione zostaną wyniki symulacji numerycznych przypadków prawidłowego zwarcia korony zęba bocznego odbudowanego kompozytowymi wkładami pośrednimi typu inlay/onlay. Rezultat obliczeń każdorazowo odnoszono do wyników zęba zdrowego. Dodatkowo porównywano różne warianty preparacji ubytku w obrębie jednej grupy (rodzaju) wypełnienia. Uwadze podlegały różne głębokości oraz szerokości ubytków. Rozpatrzono również wpływ promieni zaokrągleń na wyężenie rekonstruowanej korony

1. WSTĘP

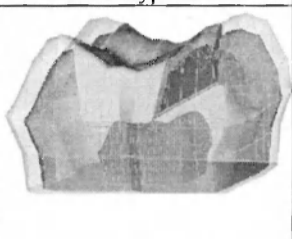
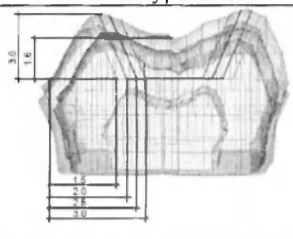
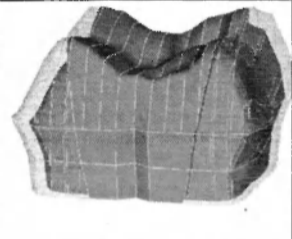
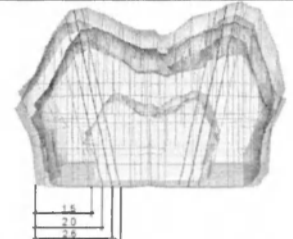
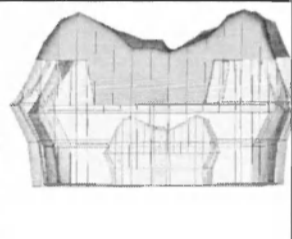
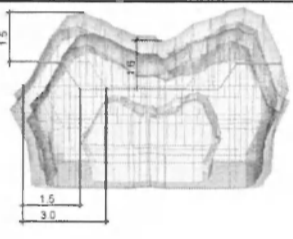
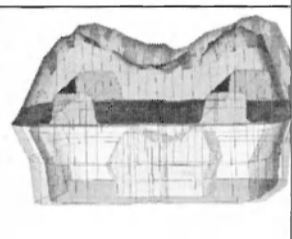
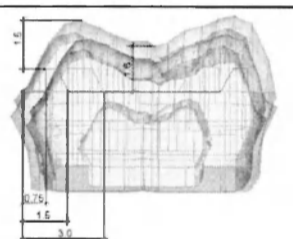
Ponieważ zabiegi zmierzające do przygotowania ubytku pod wypełnienie w dużej mierze zależą od anatomicznego kształtu opracowywanego ubytku, dlatego wiele z nich w istocie wynika z doświadczenia stomatologa. Z uwagi na trudności w określeniu średnich wartości takich parametrów jak promień zaokrąglenia ubytku czy kąt fazowania, wynikające np. z poprawki Blacka, dlatego autorka zdecydowała się na dokonanie uproszczeń. Rezygnując z niektórych parametrów przygotowania ubytku przyjęto uogólnione wytyczne formowania geometrii wypełnienia kompozytowego.

W sumie do analizy numerycznej zbudowano 14 modeli geometrycznych różnych rodzajów preparacji ubytków korony zębów bocznych. Przyjęto następujące warunki brzegowe: utwierdzenie na poziomie szyjki anatomicznej zęba oraz średnie obciążenie zgryzowe o wartości 100 [N]. Właściwości materiałowe tkanek zęba wykorzystane w trakcie symulacji numerycznych zdefiniowano według tabeli 1. Natomiast dla materiału wypełniającego Coltene® Synergy® dla wypełnień pośrednich typu inlay/onlay – przyjęto: $E=10$ [GPa], $\nu=0.33$ [1]. Wszystkie stałe materiałowe zdefiniowano jak dla materiałów sprężystych, izotropowych. Komplet zadań numerycznych przygotowanych do obliczeń numerycznych prezentuje tabela 2.

Tabela 1. Właściwości twardych tkanek zęba (Craig R.G., Peyton F.A., 1958) [2]

Material	Modul Young'a E [MPa]	Współczynnik Poissona
Szklivo	84 100	0.33
Zębina	18 600	0.31
Miazga	2.06	0.45

Tabela 2. Zestawienie analizowanych zadań

Widok wypełnienia	Schemat wypełnienia	Opis
		Wypełnienie typu inlay płytki: <ul style="list-style-type: none"> • odległość dna wkładu od szczytu guzka 3.0 [mm], • odległość dna wkładu od bruzdy 1.6 [mm], • odległość dna ubytku od brzegu 3.0, 2.5, 2.0, 1.5 [mm]
		Wypełnienie typu inlay głęboki: <ul style="list-style-type: none"> • odległość dna ubytku od brzegu 3.0, 2.5, 2.0, 1.5 [mm]
		Wypełnienie typu onlay bez schodka: <ul style="list-style-type: none"> • odległość dna wkładu od szczytu guzka 3.0 [mm] • odległość dna wkładu od bruzdy 1.6 [mm] • odległość dna ubytku od brzegu 3.0 oraz 1.5 [mm] • odległość od guzka do schodka 1.5 [mm]
		Wypełnienie typu onlay ze schodkiem (shoulder): <ul style="list-style-type: none"> • odległość dna wkładu od szczytu guzka 3.0 [mm] • odległość dna wkładu od bruzdy 1.6 [mm] • odległość dna ubytku od brzegu 3.0 – 1.5 [mm] oraz 1.5 – 0.75 [mm] • wysokość od guzka do poziomu schodka 1.5 [mm]

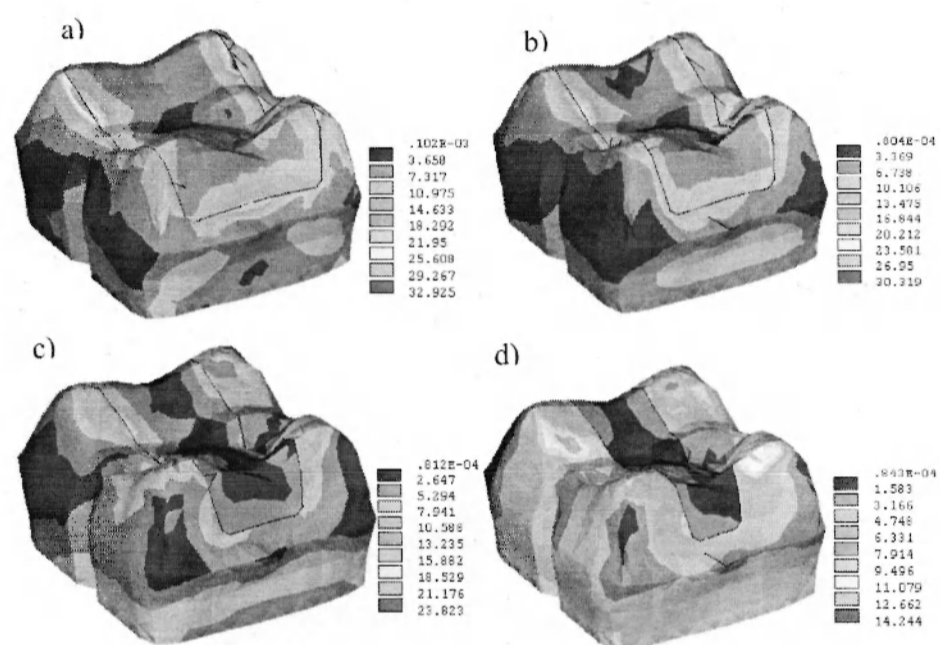
2. WYNIKI NUMERYCZNEJ SYMULACJI KOMPUTEROWEJ WYPEŁNIEŃ KOMPOZYTOWYCH TYPU INLAY

Po analizach numerycznych koron zębów bocznych rekonstruowanych pośrednimi wkładami kompozytowymi otrzymano wyniki w postaci pól rozkładów charakterystyk wytrzymałościowych. Poniżej kolejno zostaną przytoczone rezultaty analiz poszczególnych rodzajów wypełnień.

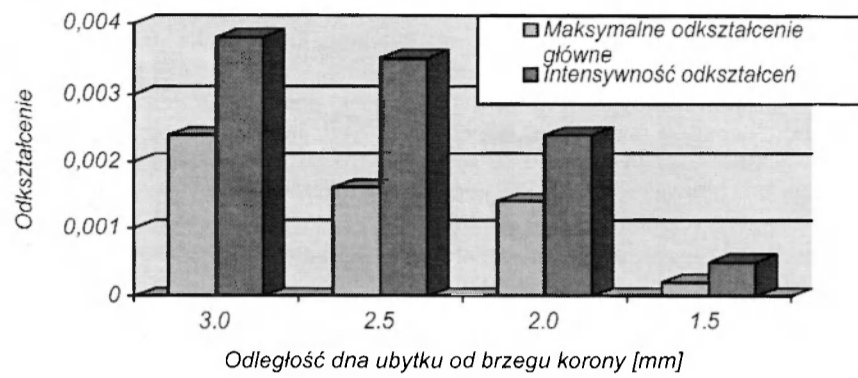
Rysunek 1 prezentuje zmianę rozkładu wyężenia korony zęba bocznego odbudowanego wypełnieniem typu inlay płytki, zależną od szerokości ubytku. Cechą charakterystyczną dla tego typu rekonstrukcji okazał się spadek wyężenia korony wraz ze zmniejszaniem się

samemu ubytku. Im mniejsze zniszczenie korony tym mniejsze wartości maksymalnego naprężenia zredukowanego. Procentowa zmiana tej charakterystyki pomiędzy najszerszym i najwęższym wypełnieniem osiąga wartość 57 [%]. Inną cechą ujawniającą się po przeprowadzonych analizach jest widoczna koncentracja naprężeń na granicy materiałów pomiędzy tkankami twardymi zęba a wypełnieniem, pomimo iż unikano obciążenia na granicy faz. Natomiast analizując wypełnienie typu inlay płytki z punktu widzenia odpowiedzi układu na wymuszenie i porównując sam rozkład pól wyężenia korony odbudowanej ze zdrową, zauważa się podobieństwo obszarów wyężonych w przypadku wypełnienia najwęższego ubytku.

Podobnie przedstawia się kwestia zmiany odkształcenia korony z ubytkiem typu inlay. Wraz ze wzrostem obszaru zniszczenia korony maleje intensywność odkształceń (ϵ_{int}) oraz odkształcenie główne (ϵ_1). Różnice te pomiędzy najszerszym oraz najwęższym wypełnieniem wynoszą odpowiednio 87 [%] dla intensywności odkształcenia oraz aż 91[%] dla odkształcenia głównego, rys.2.

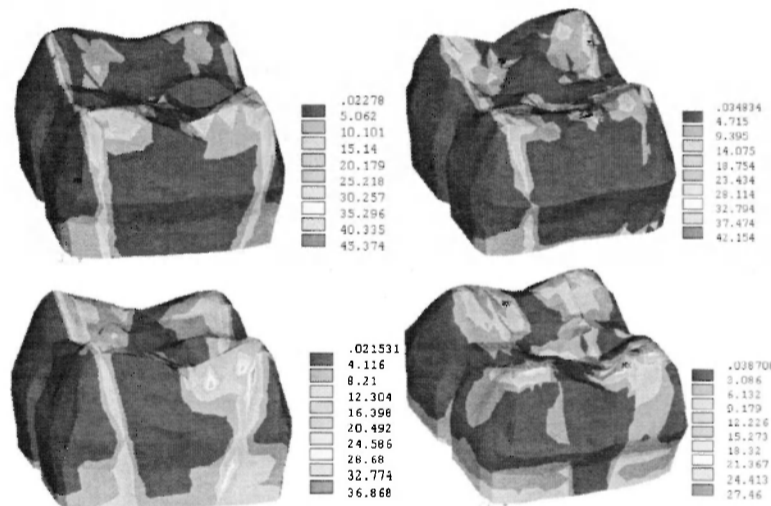


Rys.1. Rozkład naprężeń zredukowanych σ_{H-M-H} [MPa] dla wypełnienia typu inlay płytki; odległość dna ubytku od brzegu korony odpowiednio: a) 1.5 [mm], b) 2.0 [mm], c) 2.5 [mm], d) 3.0 [mm]



Rys.2. Maksymalne wartości odkształcenia głównego (ϵ_1) oraz intensywności odkształceń (ϵ_{im}) dla korony zęba bocznego zrekonstruowanego pośrednim wypełnieniem kompozytowym typu inlay płytki

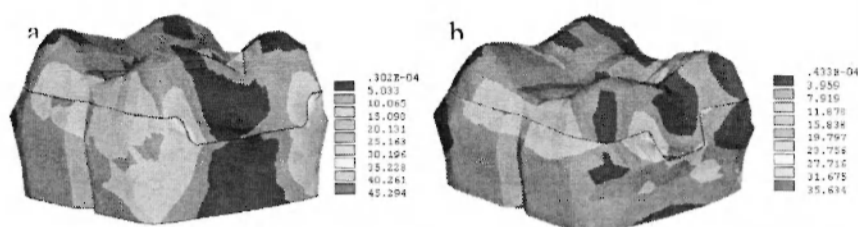
Rysunek 3 prezentuje wpływ szerokości ubytku odbudowanego wypełnieniem typu inlay głęboki na zmianę rozkładu wyężenia korony zęba bocznego. Również dla tego typu rekonstrukcji okazał się, podobnie jak w przypadku wypełnienia typu inlay płytki, spadek wyężenia korony zraz ze zmniejszaniem się samego ubytku. Procentowy spadek pomiędzy najszerszym i najwęższym wypełnieniem osiąga wartość 40 [%]. Dodatkowo należy podkreślić widoczną koncentrację naprężeń na granicy materiałów pomiędzy tkankami twardymi zęba a wypełnieniem, pomimo iż unikano obciążenia na granicy faz. Natomiast odkształcenie główne oraz intensywność odkształceń pozostają w przypadku korony rekonstruowanej wypełnieniem typu inlay głęboki na tym samym poziomie. Można zatem wysunąć wniosek, że w przypadku bardzo rozległych uszkodzeń korony, obejmujących ponad 50 [%] jej obszaru, odkształcalność materiału odbudowującego nie będzie podlegała istotnym zmianom.



Rys.3. Rozkład naprężeń zredukowanych σ_{H-M-H} [MPa] dla wypełnienia typu inlay płytki; odległość dna ubytku od brzegu korony odpowiednio: a) 1.5 [mm], b) 2.0 [mm], c) 2.5 [mm], d) 3.0 [mm]

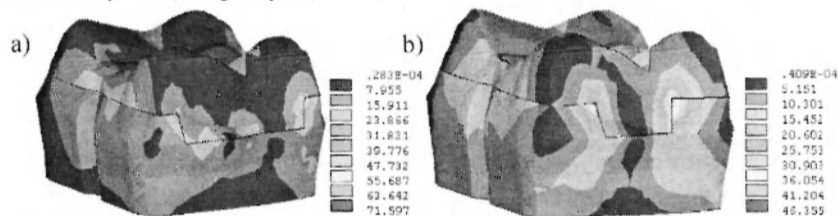
3. WYNIKI NUMERYCZNEJ SYMULACJI KOMPUTEROWEJ WYPEŁNIENI KOMPOZYTOWYCH TYPU ONLAY

Analizując wyniki w grupie wypełnień pośrednich typu onlay można zauważyć znamienne różnice w wyężeniu koron, porównując zarówno ubytek szeroki z wąskim, jak również oceniając wpływ ostrych krawędzi na odpowiedź układu. Przede wszystkim ponownie większa wartość wyężenia korony skojarzona jest z szerszym ubytkiem, a różnica procentowa wynosi 21 [%] na korzyść mniejszego ubytku (rys.4). Obszar koncentracji naprężeń występuje na granicy faz. Natomiast wraz ze wzrostem obszaru zniszczenia korony rośnie intensywność odkształceń (ϵ_{int}) o 52 [%] oraz odkształcenie główne (ϵ_1) o 29 [%].

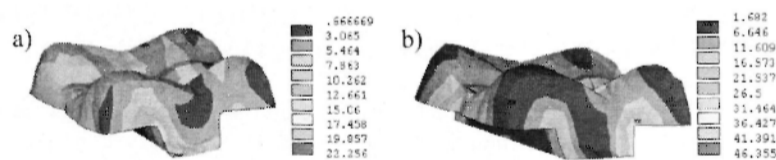


Rys.4. Rozkład naprężeń zredukowanych σ_{H-M-H} [MPa] dla korony z wypełnieniem typu onlay: a) szeroki, b) wąski

Poddając analizie wpływ promienia zaokrągleń na wytrzymałość korony można zauważyć wzrost wartości σ_{H-M-H} odpowiednio dla onlay'a szerokiego o 37 [%] oraz onlay'a wąskiego o 25 [%]. Różnica pomiędzy ubytkiem szerokim i wąskim o ostrych krawędziach wynosi 33 [%], a spodziewanym miejscem koncentracji naprężeń okazały się nie zaokrąglone krawędzie ubytków (rys.5). Najbardziej wyraźna różnica w rozkładzie naprężeń związana z zaokrągleniami ostrych krawędzi, wynosząca prawie 52 [%] zauważalna jest w kompozycie w przypadku onlay'a wąskiego (rys.6).

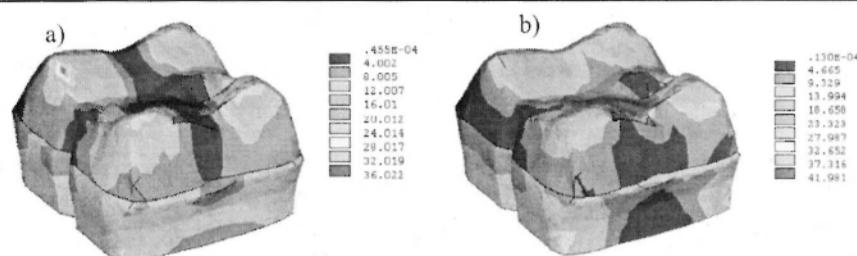


Rys.5. Rozkład naprężeń zredukowanych σ_{H-M-H} [MPa] dla korony z wypełnieniem typu onlay bez zaokrągleń: a) szeroki, b) wąski



Rys.6. Rozkład naprężeń zredukowanych σ_{H-M-H} [MPa] w wypełnieniu typu onlay wąski: a) z zaokrągleniami, b) bez zaokrągleń

Ostatnią analizowaną grupą pośrednich wypełnień kompozytowych były przypadki typu onlay ze schodkiem. Wybrane rezultaty symulacji numerycznych dwóch różnych rozmiarów ubytków prezentuje rys.7.



Rys. 7. Rozkład naprężeń zredukowanych σ_{H-M-H} [MPa] dla korony z wypełnieniem typu onlay ze schodkiem: a) wąski, b) szeroki

Porównując efekt obliczeń numerycznych w grupie wypełnień kompozytowych typu onlay ze schodkiem zauważa się wzrost wartości maksymalnych σ_{H-M-H} o 14 [%] związany ze wzrostem obszaru ubytku. Podobnie o 30 [%] wzrasta ϵ_{int} . Natomiast porównując wyniki w grupach onlay bez schodka i ze schodkiem nasuwa się wniosek, iż dodatkowe wzmocnienie implantacji wkładu w formie schodka z zachowanych tkanek twardych zęba, wpływa korzystnie na wyćążenie pomimo większego obszaru zniszczenia korony.

4. PODSUMOWANIE

Odbudowa koron zębów bocznych wymaga nie tylko prawidłowej odbudowy kształtu anatomicznego korony, czy zachowania właściwych kontaktów zgryzowch, lecz przede wszystkim utrzymaniu wysokiej wytrzymałości wypełnienia ubytku na działanie sił okuzyjnych. Dlatego celem pracy było stworzenie trójwymiarowego modelu korony zęba bocznego z wielowariantowymi uszkodzeniami. Na podstawie modelowania interaktywnego, w efekcie numerycznych symulacji wytrzymałościowych otrzymano wyniki będące wskazaniem wybranych parametrów preparacji ubytków jako racjonalnych.

LITERATURA

- [1] www.coltenewhaledent.biz
 [2] Craig R.G., Peyton F.A., *Elastic and mechanical properties of human dentin*, Journal of Dental Research, vol. 37, no. 4(1958), pp. 710—718

THE STRENGTH OPTIMALIZATION OF TEETH CROWN RECONSTRUCTIONS BY MEANS OF INDIRECT COMPOSITE FILLINGS METHODS OF INLAY / ONLAY TYPE

Summary. The work concerns the analyses of strength problems of teeth crowns reconstructions by means of indirect methods used in temporary conservative dentistry. The effect of analyses was compare to the results of the health teeth, each time. The influences of cavity preparation parameters on the effort of cured teeth crowns, with regards to the changes of the strain and stress fields, has been presented.

Sylwia ŁAGAN, Andrzej NIESUŁOWSKI, Katedra Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

ZASTOSOWANIE WYNIKÓW POMIARÓW WSPÓLRZĘDNOŚCIOWYCH DO PROCESÓW MODELOWANIA GEOMETRII W SYSTEMACH CAD, NA PRZYKŁADZIE KOŚCI PISZCZELOWEJ

Streszczenie. W pracy przedstawiono proces tworzenia geometrii kości długiej, przy zastosowaniu programu CATIA. Uzyskany model opracowano na podstawie pomiarów współrzędnościowych, przetworzonych wstępnie do postaci pliku formatu IGES. Przybliżono planowane zastosowania.

1. WSTĘP

Ze względu na bardzo skomplikowaną geometrię, analityczne metody opisu układów biomechanicznych są bardzo trudne do przeprowadzenia. Analiza takich struktur staje się możliwa dzięki rozwojowi technik projektowania inżynierskiego wspomaganego przez wzrost mocy obliczeniowej komputerów. Zastosowanie współrzędnościowych technik pomiarowych pozwala na dyskretyzację układu, a co za tym idzie stworzenie cyfrowej matrycy nadającej się do dalszej obróbki z wykorzystaniem numerycznych metod analizy.

Metoda elementów skończonych (MES) daje możliwość wirtualnego przebadania elementu. Przykładem takich układów są zewnętrzne stabilizatory, coraz częściej stosowane podczas leczenia złamań otwartych. Analiza numeryczna pozwala ocenić wpływ ingerencji w kość oraz modelować i symulować pola naprężeń usztywnionej kończyny. Stanowi to potężne narzędzie wspomagające rozwój metod leczenia schorzeń narządu ruchu człowieka jak i wybór metod zapobiegawczych oraz terapeutycznych.

Praca ma charakter metodyczny, w celu przygotowania modelu zdrowej kości piszczeli. Kolejne etapy pracy będą polegać na określeniu wpływu wybranych metod stabilizacji złamań kości na rozkład pól odkształceń i naprężeń, celem określenia najbardziej racjonalnej metody leczenia. W pracy wykorzystano program CATIA pozwalający na import danych i obróbkę modelu do stanu umożliwiającego późniejsze zastosowanie analizy numerycznej.

2. MODELOWANIE GEOMETRII KOŚCI PISZCZELOWEJ

2.1. Budowa kości piszczelowej

Układ szkieletowy człowieka składa się z około 206 kości, które podpierają i ochraniają resztę narządów. Kości można podzielić na długie, krótkie, płaskie i różnokształtne. Kość piszczelową ze względu na jej budowę zaliczymy do kości długich.

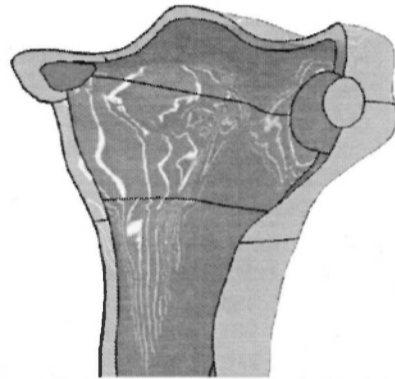
Budowa kości ma charakter kompozytowy. Podstawowymi budulcami są: kolagen nadający kości elastyczność, sole mineralne tworzące twardą strukturę z hydroksyapatytu oraz woda. Składa się z komórek kostnych (osteocytów) i z twardej substancji

międzykomórkowej przesyconej nieorganicznymi solami wapnia, zbudowanej z blaszek kostnych. Blaszkę te tworzą na powierzchni istotę zbitą [1].

Kolagen jest podstawowym budulcem organicznym kości, dzięki swojej strukturze pozwala na przenoszenie naprężeń z jednego włókna na drugie. Kości długie mają budowę warstwową. Zewnętrzna warstwa stanowiąca istotę zbitą pokryta jest okostną, która tworzy zewnętrzną gładką powierzchnię kości. Wnętrze piszczeli wypełnia tkanka mająca strukturę bełczkowatą (trabekularną). W części środkowej kości mają postać wydłużonego walca zwanego trzonem kości. Oba końce są rozszerzone tworząc odpowiednio koniec bliższy (część górna) oraz koniec dalszy (część dolna).

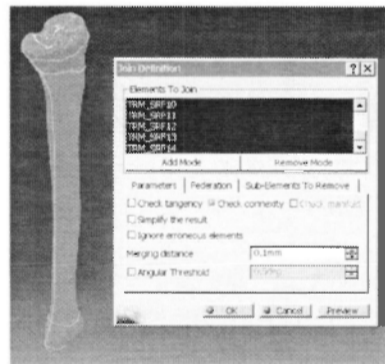
2.2. Tworzenie modelu kości piszczelowej

Do stworzenia modelu wykorzystano plik źródłowy wygenerowany przez maszynę pomiarową. Dane zostały zapisane w standaryzowanym formacie IGES, pozwalającym na wygodny import przez dowolny system CAD. Plik został wczytany do programu CATIA, gdzie nastąpiło początkowe zobrazowanie danych.

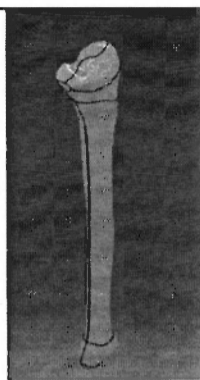


Rys.1. Wygenerowane dwie warstwy powierzchni (widok z programu CATIA)

Program wygenerował dwie warstwy powierzchni odpowiadające odpowiednio istocie zbitej oraz strukturze trabekularnej (rys.1). Aby utworzyć model struktury trabekularnej wyłączono obrazowanie warstwy istoty zbitej. Następnie połączono wszystkie powierzchnie funkcją *Join*.

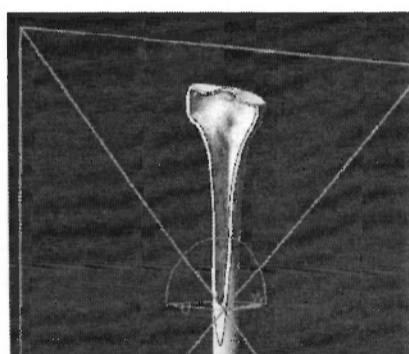


Rys.2. Operacja Join

Rys.3. Wynik operacji *Close Surface*

Operacja *Join* umożliwia wykorzystanie narzędzia *Close Surface* generującego model bryłowy z połączonych powierzchni. Analogiczny sposób postępowania został zastosowany do utworzenia modelu istoty zbitiej (rys.2 i 3).

Mając wygenerowaną część wewnętrzną, możliwe staje się sfinalizowanie modelowania powłoki zewnętrznej. Użyte w tym miejscu zostały działania bulowskie, a dokładniej działanie odejmowania brył. W efekcie uzyskano pustą w środku powłokę istoty zbitiej (rys.4).



Rys.4. Przekrój przez część korową kości

Przygotowując model do dalszej obróbki wymaga zdefiniowania danych materiałowych dla poszczególnych warstw. Do modelu zastosowano materiał jednorodny, izotropowy dla części gąbczastej jak i zbitiej [3]. Dane materiałowe ujęto w tabeli 1.

Tabela 1

	Struktura zbita	Struktura trabekularna
Moduł Younga [MPa]	18700	500
Moduł Kirchoffa [MPa]	6680	200
Współczynnik Poissone'a	0,4	0,35
Gęstość [kg/m ³]	1850	800

Ostatecznym zakończeniem pracy nad modelem było złożenie poszczególnych brył w jeden model. Program CATIA pozwala na tworzenie złożeń poprzez wprowadzanie elementów mających tworzyć zespół i na narzucaniu więzów geometrycznych między nimi. Więzy są później wykorzystywane do tworzenia relacji między elementami podczas symulacji numerycznych.



Rys.6. Gotowy model kości

2.3. Przyszłe zastosowania modelu

Model kości piszczelowej znajdzie zastosowanie w analizie numerycznej stabilizacji złamanej kończyny zewnętrznymi systemami mocowań. Prace nad tym będą wymagały zastosowania modelu materiału ortotropowego oraz stworzenia cyfrowych makiet aparatów ustalających. Ciekawym zastosowaniem wydaje się również symulacja wibracyjnej metody oceny stanu kości po złamaniu.

LITERATURA

- [1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 1997
- [2] Milewski G., Kromka M., Mazur S.: Numeryczna analiza wytrzymałościowa przebudowy kości żuchwy w zespoleniu minipłytkowym. Kraków: Politechnika Krakowska, 2002
- [3] Maslow L., Gouriou F.: Computer simulation of the biomechanical system composed of tibia and external fixative apparatus. Russia, Ivanovo: Ivanovno State University of Power Engineering

THE APPLICATION OF COORDINATION MEASUREMENTS IN GEOMETRY BONE OF TIBIA MODELING WITH CAD SYSTEMS

Summary. The paper presents a way of creating geometry of long bone with applying CATIA software. The model was generated on the base of coordination measurements transformed firstly into IGES format file.

Ilona MAŃKA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska w Gliwicach

MODELOWANIE KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA Z IMPLANTEM

Streszczenie: Artykuł ten przedstawia kolejny etap prac poświęconych modelowaniu kręgosłupa człowieka z implantem przeznaczonym do korekcji skoliozy. Opisano w nim zagadnienia związane z opracowaniem modelu implantu CD HORIZON ANTARES i jego dyskretyzacją. Omówiono również sposoby zespolenia poszczególnych części implantu oraz metody wprowadzenia struktury implantu do utworzonego wcześniej modelu odcinka piersiowo - lędźwiowego kręgosłupa. Przedstawiono przykład analizy numerycznej potwierdzającej spójność opracowanego modelu.

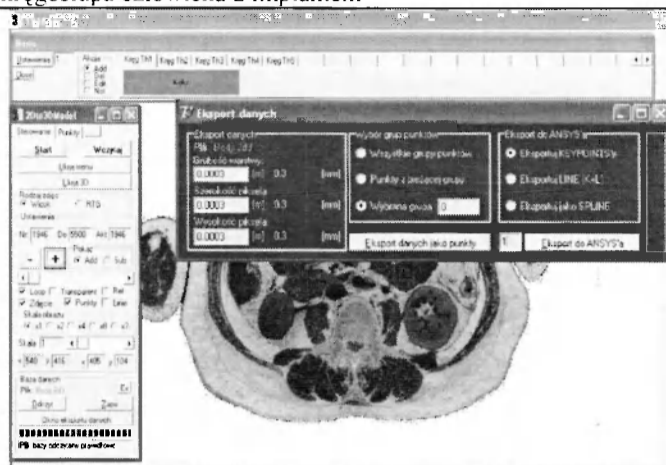
1. WSTĘP

Podczas analizy rozkładu odkształceń i naprężeń powstających w układzie mięśniowo-szkieletowym człowieka w wyniku działania różnego rodzaju zewnętrznych i wewnętrznych obciążeń, bardzo ważna jest jakość i dokładność geometrii modelu oraz miejsce przyłożenia sił mięśniowych i obciążeń zewnętrznych. Problem ten jest szczególnie istotny w przypadku modelowania obiektu rzeczywistego wraz z umieszczonym implantem. Dlatego też w Katedrze Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej prowadzony jest szereg prac dotyczących wyznaczania wartości sił mięśniowych kręgosłupa człowieka, modelowania jego geometrii z uwzględnieniem różnego rodzaju patologii oraz możliwości leczenia.

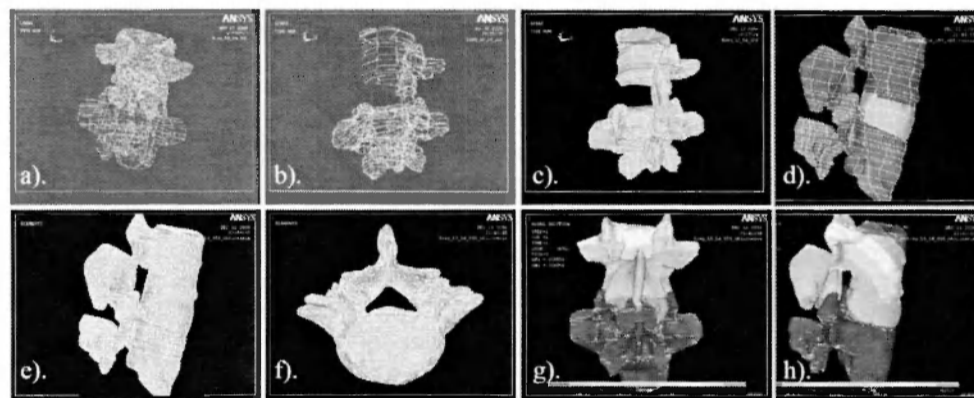
2. MODELOWANIE KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA Z UWZGLĘDNIENIEM IMPLANTU

Modelowanie fragmentów struktur mięśniowo-szkieletowych człowieka jest procesem skomplikowanym z uwagi na konieczność odwzorowania geometrii o powierzchniach swobodnych oraz brył o złożonej topologii. Dlatego też dla modelowania geometrii struktur kostnych człowieka opracowano metodę bazującą na obrazie otrzymanym z tomografii komputerowej oraz autorskim programie Bio3DModel - rys. 1, co szczegółowo opisano w pracy [1].

Modelowanie oparte na powierzchniach utworzonych na bazie krzywych przechodzących przez zaznaczone wcześniej punkty obrysu modelowanego elementu pozwala nie tylko na wierne odtworzenie jego geometrii, ale co najważniejsze pozwala na wprowadzanie elementów skończonych o takiej wielkości jaka jest wystarczająca z punktu widzenia dokładności obliczeń numerycznych a nie jaka wynika z bardzo dużej ilości linii otrzymanych po automatycznej triangulacji skanowanego obiektu. Poszczególne etapy budowy geometrii modelu przedstawiono na rys. 2., natomiast na rys. 3 przedstawiony został widok modelu piersiowo-lędźwiowego kręgosłupa człowieka wraz z podziałem na elementy skończone.



Rys. 1. Widok autorskiego programu Bio3DModel

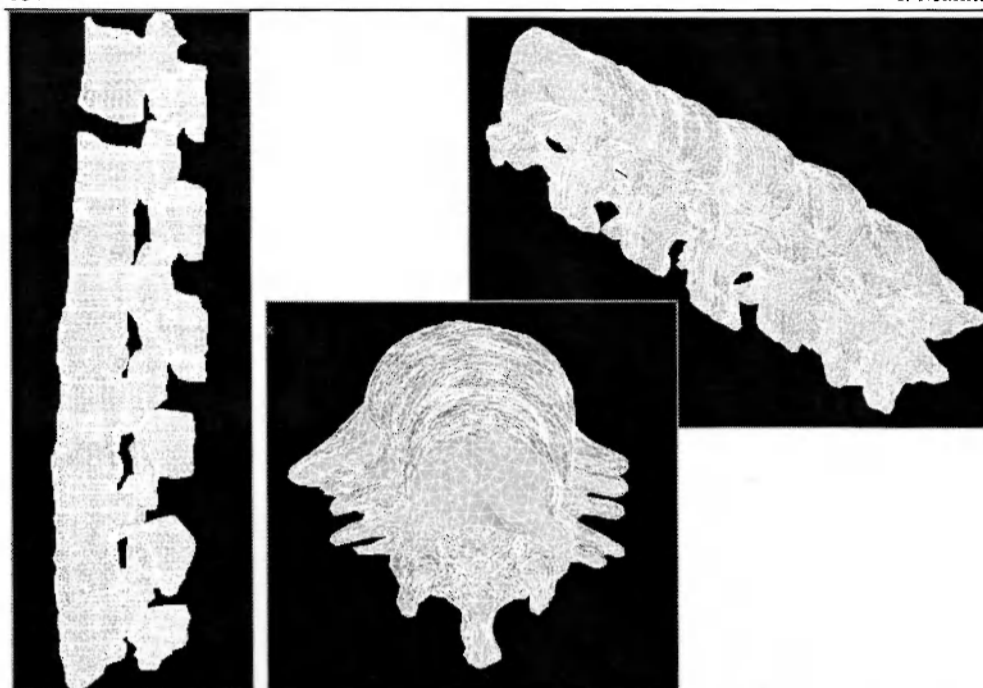


Rys. 2. Kolejne etapy budowy geometrii przestrzennej kręgów lędźwiowych oraz weryfikacja spójności modelu poddanego obciążeniom strukturalnym

Do budowy struktur kostnych modelu numerycznego kręgosłupa człowieka wykorzystano dziesięciowzłowe elementy tetragonalne typu Solid 95 o nieliniowej funkcji kształtu. Bryły modelujące implant podzielono siatką heksagonalną również z wykorzystaniem elementu typu Solid 95 lecz o 20 węzłach - rys. 5.

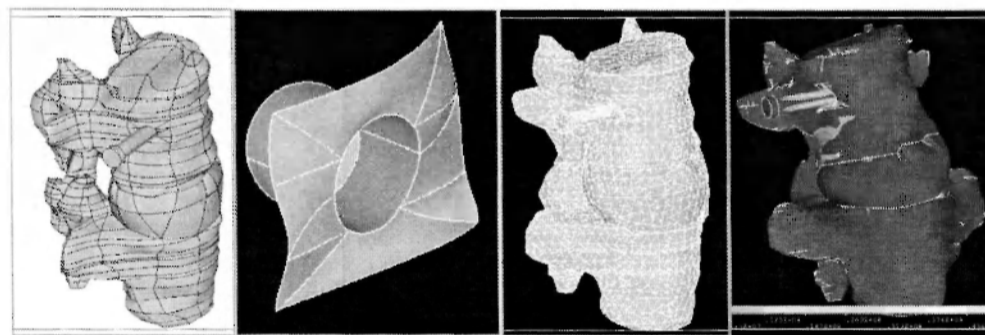
Również konieczność uwzględnienia mięśni i więzadeł, ich własności oraz zadanie odpowiednich punktów (powierzchni) przyczepu stanowi trudność na etapie modelowania.

Trudność ta wynika nie tylko z konieczności uwzględnienia sił mięśniowych poszczególnych partii mięśni, ale również z potrzeby ich wcześniejszego określenia. Metodę wyznaczania sił wybranych grup układu mięśniowego kręgosłupa człowieka przedstawiono w pracy [3]. Mięśnie zamodelowano z wykorzystaniem elementu typu link 10 z opcją "tylko rozciąganie" z jednoczesnym wprowadzeniem naprężeń wstępnych.



Rys. 3. Widok modelu przestrzennego kręgosłupa piersiowo-lędźwiowego człowieka z podziałem na elementy skończone

Kolejnym etapem modelowania struktur kostnych człowieka wraz z implantem jest uwzględnienie wzajemnych więzów pomiędzy elementami implantu tj.: połączenia prętów ze śrubami, staplerami i podkładkami. Szczególnie istotne jest połączenie, w programie wykorzystującym metodę elementów skończonych, modelu kręgosłupa z implantem tj. brył opartych na powierzchniach swobodnych z bryłami odzwierciedlającymi implant.

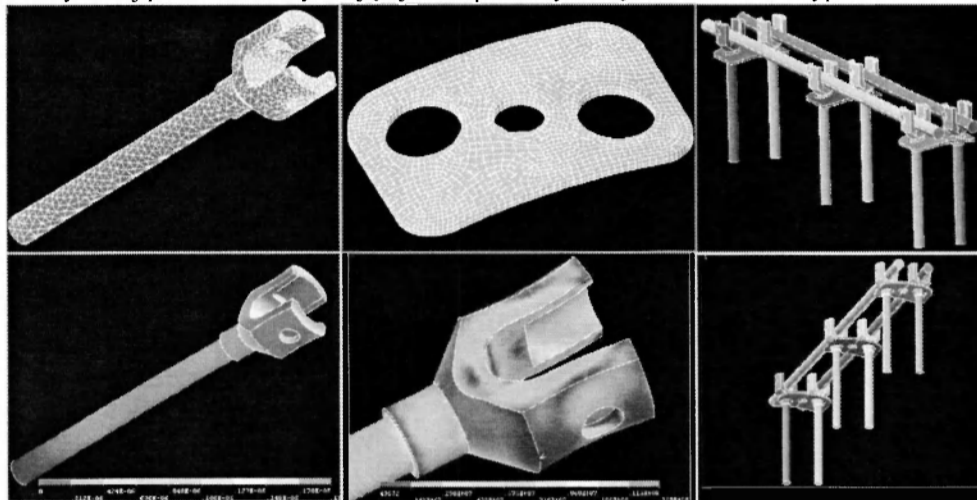


Rys. 4. Przykład wprowadzania śruby implantu w struktury kostne modelu kręgu

Połączenia te można wykonać na kilka sposobów:

- zadanie warunków kontaktowych - co powoduje wzajemne sztywne lub podatne zespolenie elementów lecz znacznie wydłuża czas obliczeń poprzez wprowadzenie nieliniowości;

- uwspólnienie powierzchni elementów będących w styku - co w przypadku brył o powierzchniach utworzonych na bazie splajnów nie jest możliwe do wykonania poprzez operacje boolowskie i należy tę operację wykonać ręcznie poprzez podział kolejnych powierzchni modelowanych brył - rys. 4;
- zadanie warunków identycznych odkształceń dla wybranej grupy węzłów;
- założenie elementów typu link - wadą tego rozwiązania jest działanie jedynie na wybranej powierzchni wynikającej z uwspólnionych węzłów elementów typu link i solid.



Rys. 5. Widok modelu implantu CD HORIZON ANTARES

W dalszych etapach pracy planuje się przeprowadzenie analiz rozkładu naprężeń i odkształceń kręgosłupa człowieka z i bez implantu poddanego obciążeniom zewnętrznym w celu określenia wpływu zmian własności mięśni oraz sposobu implantacji na zmiany sztywności modelowanego układu przy różnych stopniach skrzywienia bocznego kręgosłupa.

LITERATURA

- [1] Tejszerska D., Mańka I.: Modelowanie układu mięśniowo-szkieletowego człowieka w oparciu o zdjęcia pozyskane z tomografii komputerowej. Modelowanie Inżynierskie, Zakład Graficzny Politechniki Śląskiej, Gliwice 2007
- [2] Mańka I.: Methodology of human body modeling on lumbar spine example. 9th International Scientific Conference Applied Mechanics 2007, Malenovice, Czech Republic, 2007.
- [3] Mańka I.: Identification of selected groups of human spine muscles. 8th International Scientific Conference Applied Mechanics 2006, Czech Republic, 2007.

HUMAN SPINE MODELLING WITH IMPLANT

Summary: This paper present next stage of modeling of human spine with implant. This article was presented also a few problems with modeling and method for solving it and possibility of reduction of computation time. Described also preliminary results of conducted calculations with external loads for model testing.

Lukasz MAŃKA, Marek GZIK Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

Wojciech ŚLUSARCZYK, Wiesław MARCOL, Karolina KOŁODZIEJCZYK Katedra Fizjologii, Śląska Akademia Medyczna, Katowice

BADANIA EKSPERYMENTALNE MONITORUJĄCE POSTĘP REGENERACJI RDZENIA KRĘGOWEGO W OŚRODKOWYM UKŁADZIE NERWOWYM U SZCZURÓW

Streszczenie. W pracy przedstawiono badania prowadzone przez inżynierów oraz lekarzy w celu odpowiedniego zaprojektowania urządzenia do monitorowania postępu regeneracji rdzenia kręgowego w ośrodkowym układzie nerwowym u szczurów. Zaprojektowane urządzenie ma na celu wspomaganie badań w aspekcie regeneracji uszkodzonego w sposób mechaniczny rdzenia kręgowego.

1. WSTĘP

W ostatnich kilku latach w centrum zainteresowań naukowców z całego świata jest poznanie i zrozumienie mechanizmu urazu rdzenia kręgowego. Ma to istotne znaczenie w badaniach nad przywróceniem funkcji uszkodzonych struktur. Jest to jedno z poważniejszych wyzwań stojących przed współczesną medycyną. Uszkodzenie rdzenia kręgowego to jedno z największych nieszczęść, jakie może się przytrafić każdemu z nas. Skutkuje to niedowładami, porażeniami, zaburzeniami czucia powierzchownego i głębokiego, zaburzeniami pracy układu autonomicznego, itd. Z wszystkimi tymi bardzo ciężkimi schorzeniami człowiek musi walczyć już do końca swojego życia. W związku z coraz szybszym rozwojem techniki, a co za tym idzie zagrożeniami dla bardzo delikatnego odcinka szyjnego kręgosłupa ilość urazów rdzenia kręgowego gwałtownie rośnie. Zagadnienie to nabiera szczególnego znaczenia ze względu na wiek chorych, często nieprzekraczający 25 lat (55% < 25lat) oraz na skutki ekonomiczne i społeczne długotrwałego i kosztownego leczenia. Do niedawna sądzono, że OUN nie ma możliwości regeneracji. Obecnie przełom dokonujący się w naukach medycznych i biologii molekularnej pozwala na wywołanie regeneracji neuronów ośrodkowych, a tym samym daje ogromne nadzieje i szanse ludziom po urazie OUN, w tym rdzenia kręgowego. Na świecie jest wiele ośrodków badawczych, które działając w oparciu o nowe technologie dają szanse na przełom w leczeniu urazów rdzenia kręgowego. Również Śląska Akademia Medyczna w Katowicach z pomocą Politechniki Śląskiej w Gliwicach prowadzi takie badania. Głównym celem tych badań jest znalezienie skutecznej metody regeneracji tkanki nerwowej, która wcześniej została uszkodzona.

Dynamiczny postęp w elektronice, technice cyfrowej i komputerowej spowodował szerokie zastosowanie tych technologii w medycynie. W diagnostyce lekarskiej zapotrzebowanie na te przyrządy, urządzenia i aparaty jest coraz większe. Również w badaniach przeprowadzanych na szczurach są potrzebne takie urządzenia, które dostarczałyby szczegółowych informacji na temat osiągniętych rezultatów badań.

W pracy przedstawiono badania mające na celu odpowiednie zaprojektowanie urządzenia do monitorowania postępu regeneracji rdzenia kręgowego.

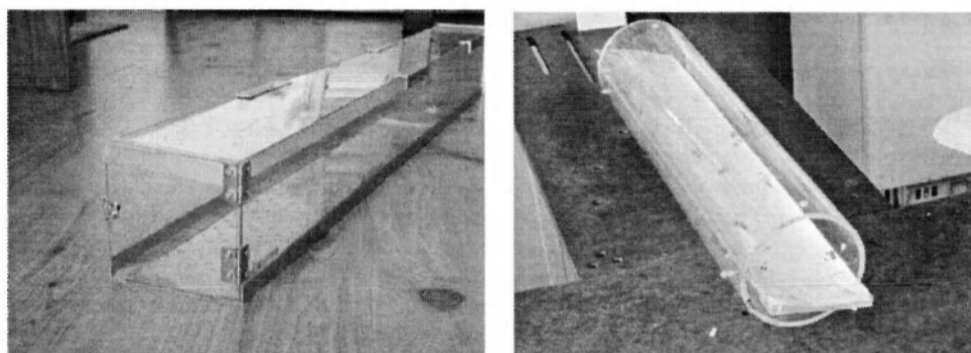
2. BADANIA WSTĘPNE

Aby zaprojektowane urządzenie spełniało oczekiwane założenia projektowe przeprowadzono szereg badań zachowania się oraz poruszania badanych szczurów w układzie badawczym.

Ze względu na zróżnicowany rozmiar badanych szczurów oraz różny stopień urazu rdzenia kręgowego urządzenie powinno być uniwersalne, umożliwiające przebadanie szczurów każdej wielkości. Celem badań było:

- dobranie odpowiednich wymiarów urządzenia oraz rozmieszczenie czujników tak, aby urządzenie było jak najbardziej uniwersalne i efektywne,
- dokładna analiza sposobu stawiania stóp kończyn dolnych szczura.

Badaniom poddano dziesięć szczurów. Wykorzystano dwie ścieżki chodu (rys. 1). Pierwszą był tor o przekroju prostokąta – rura prostokątna, której wymiary wynosiły: długość 1000 mm, szerokość 100 mm, a wysokość 80 mm. Ponadto zastosowano w nim schody. Natomiast drugi tor o przekroju kołowym, którego wymiary wynosiły: długość 500 mm, średnica 80 mm, a wysokość od podstawy 63 mm. Na dnie jego powierzchni zastosowano tzw. „Footprinty” – podłużne paski papieru milimetrowego, po których poruszał się szczur, którego stopy wcześniej zostały zamoczone w tuszu.



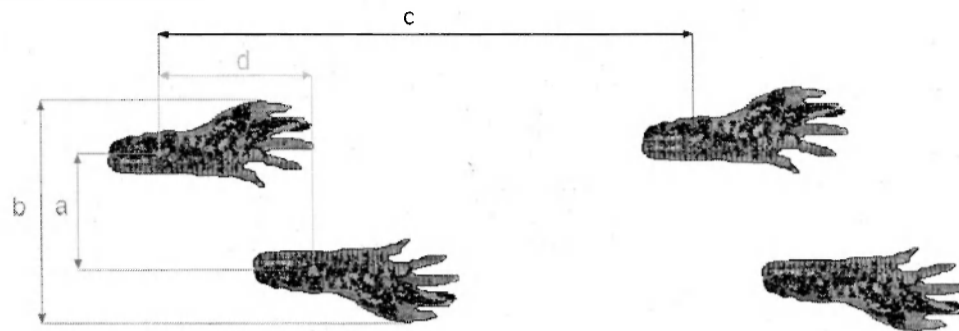
Rys. 1. Tor o przekroju prostokąta po lewej i o przekroju kołowym po prawej



Rys. 2. Pomiar stóp kończyn dolnych szczura

Średnia wartość długości kończyn dolnych szczura wynosi ok. 44 [mm]. Szerokość stopy kończyn tylnych z „pazurami” 15 [mm], natomiast szerokość stopy kończyn tylnych „w pięcie” wynosi 5 [mm]. Przeciętną wielkość stopy kończyny dolnej szczura możemy zauważyć na rys. 2.

Na rys. 3 ukazane są odległości: a, b, c i d, które zostały zmierzone wśród dziesięciu badanych szczurów.



Rys. 3. Graficzna reprezentacja zmierzonych wielkości a, b, c i d na dolnych kończynach szczura, gdzie a – odstęp pomiędzy dolnymi kończynami szczura, b – długość pomiędzy najbardziej wysuniętymi palcami na zewnątrz prawej i lewej tylnej kończyny, c – długość jednego kroku, d – odstęp pomiędzy położeniem prawej i lewej kończyny dolnej

W poniższych tabelach przedstawione są uśrednione wyniki tych wielkości.

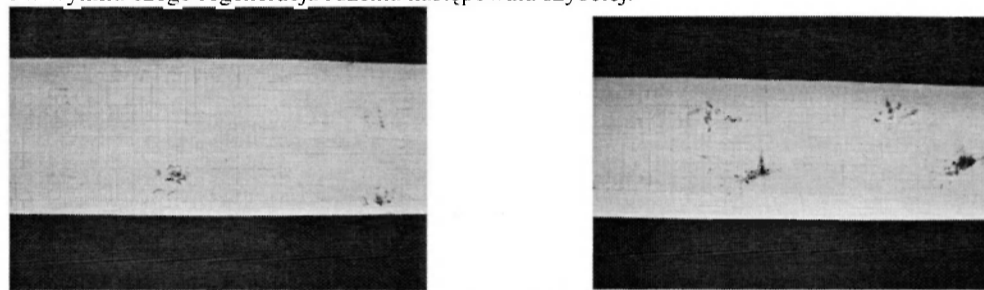
Tabela 1. Uśrednione wielkości długości a, b, c i d w dolnych kończynach szczura

Oznaczenie szczura	Data badania	Długość a [mm]	Długość b [mm]	Długość c [mm]		Długość d [mm]
				Lewa kończyna	Prawa kończyna	
S6	15.02.07.	44,2	66,2	116,5	122,5	31,4
S6	01.03.07.	49	69,5	133,3	140,0	36,5
S7	15.02.07.	40,8	60,5	90,0	94,7	35,4
S7	01.03.07.	44,4	66,8	108,3	99,8	37,0
S9	15.02.07.	48,2	68,2	122,8	120,5	34,2
S9	01.03.07.	50,0	72,6	127,5	115,5	36,2
S10	15.02.07.	46,5	67,9	130,5	120,0	32,5
S10	01.03.07.	48,5	68,8	136,7	130,7	34,8
S11	15.02.07.	48,3	68,3	103,3	91,7	33,4
S11	01.03.07.	51,8	75,6	123,0	126,3	36,6
S12	15.02.07.	52,4	78,2	111,0	87,0	39,3
S12	01.03.07.	50,0	72,3	115,0	118,8	41,5
S13	14.02.07.	53,5	69,5	87,5	96,3	36,0
S13	15.02.07.	58,3	78,3	86,3	93,8	38,5
S13	01.03.07.	75,3	90,5	105,0	85,0	46,0
S14	15.02.07.	48,8	70,2	131,8	111,3	30,5
S14	01.03.07.	51,5	71,8	121,3	111,7	33,0
S15	14.02.07.	44,7	64,0	137,5	127,5	35,5
S15	15.02.07.	49,0	73,0	102,3	90,5	33,0
S15	01.03.07.	65,0	84,6	120,0	130,0	35,0

Tabela 2. Tabela przedstawia całkowite średnie długości a, b, c i d oraz wartości minimalne i maksymalne tych wielkości

	Długość a [mm]	Długość b [mm]	Długość c [mm]		Długość d [mm]
			Lewa kończyna	Prawa kończyna	
Całkowita średnia	51,2	72,0	114,7	110,2	35,8
Wartość minimalna	31	55	35	50	30,5
Wartość maksymalna	81	95	170	160	46,0

Ponadto celem tych badań było ukazanie regeneracji rdzenia kręgowego uwidocznioną poprzez poprawę chodu u szczura. Po prawostronnym uszkodzeniu mechanicznym rdzenia kręgowego a następnie natychmiastowym podaniu dootrzewnowo N-acetylocysteiny lub Nikotyny, które działają neuroprotekcyjnie, możemy zauważyć (rys. 4) ewidentną różnicę w stawianiu prawej stopy szczura na powierzchnię papieru milimetrowego. Na lewym rysunku widać, że szczur ma problemy ze stawianiem stopy prawej – słabo widoczny „Footprint”, oznacza to, iż ciągnie bezwładną kończynę za sobą. Natomiast po dwóch tygodniach od podania N-acetylocysteiny lub Nikotyny, widać znaczącą poprawę chodu. Odzyskuje on władzę w prawej kończynie. W badaniach *in vitro* wykazano, iż nikotyna chroniła neurony rdzenia kręgowego przed rozwojem procesów wiodących do śmierci komórkowej. Dzięki temu proces degeneracji kolejnych neuronów w rdzeniu kręgowym uległ zahamowaniu i w wyniku czego regeneracja rdzenia następowała szybciej.



Rys. 4. Badanie chodu u szczura przeprowadzone 15.02.07 po lewej oraz 01.03.07. po prawej

2. BUDOWA URZĄDZENIA

2.1. Założenia projektowe

Przystępując do projektowania zostały sformułowane poniższe założenia:

- możliwość dokonywania kontrolowanych i powtarzalnych badań monitorujących postęp regeneracji rdzenia kręgowego w ośrodkowym układzie nerwowym u szczurów,
- możliwość uzyskania dokładnych wyników,
- możliwość jednoznacznego odczytania uzyskanych rezultatów,
- możliwość podłączenia urządzenia do komputera i zapisywania wyników,
- minimalizacja kosztów urządzenia,
- bezpieczna eksploatacja,
- długoletnia bezawaryjna praca,
- zwarta, wytrzymała i w pełni funkcjonalna konstrukcja.

2.2 Etapy projektowania:

Proces projektowania poprzedzony został wnikliwą analizą funkcjonalnych potrzeb w relacji z możliwością fizycznej realizacji urządzenia. Na podstawie przeprowadzeniu

dokładnych badań wstępnie opracowano kilka możliwych wariantów aparatury. Po weryfikujących rozważaniach w zespole inżynierów i lekarzy, zdecydowano się stworzyć urządzenie, umożliwiające przeprowadzenie badań chodu szczura przy pomocy czujnika tensometrycznego.

Następnymi etapami było:

- dobranie elementów (właściwy wybór czujnika siły i wzmacniacza sygnału),
- zaprojektowanie i wykonanie układu elektronicznego umożliwiającego odczytanie i przesłanie sygnału z czujnika do komputera,
- wykorzystanie kabla usb,
- oprogramowanie kabla usb,
- napisanie programu umożliwiającego odczytanie informacji przesłanej z urządzenia do komputera.

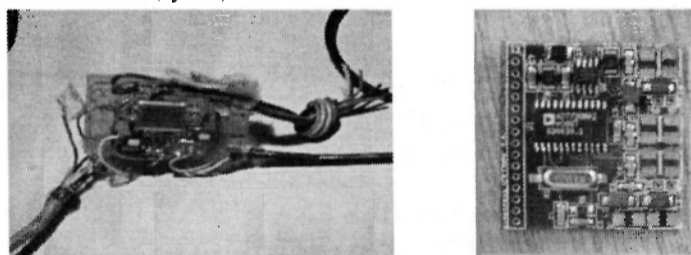
Podczas doboru elementów kierowano się bardzo dużą dokładnością wymaganą podczas tego rodzaju zabiegów. Aparatura musiała być w stanie bardzo dokładnie określić siłę nacisku kończyny dolnej na podłoże. Aby to zapewnić zastosowano elektronikę cyfrową wag laboratoryjnych, dającą możliwość uzyskania wyników pomiaru masy z dokładnością do 0,1 grama. Czas pomiaru odbywa się w zakresie do 1 sekundy.



Rys.6.Czujnik tensometryczny

Problemem, na jaki napotkano był dobór czujnika siły nacisku. Większość tego typu czujników stosowanych jest w celach przemysłowych, wiąże się to z ich wysokim zakresem pomiaru. Dlatego wybór czujników, których dokładność jest w granicach 0,1 – 1 grama jest bardzo trudny, gdyż jest ich mało na rynku. Skutkiem tego cena tego typu czujników jest wysoka. Zaproponowany czujnik (rys. 6) pracuje w zakresie od 0 – 3,5 kg z dokładnością 0,1 grama.

Następnie został dobrany wzmacniacz sygnału oraz zaprojektowany i wykonany mikrokontroler AVR (rys. 7).



Rys. 7. Mikrokontroler AVR po lewej oraz wzmacniacz sygnału po prawej

Mikrokontroler AVR jest oparty o architekturę RISC (procesor o zredukowanej liczbie instrukcji, wykorzystująca wczesne pobranie rozkazu), która umożliwia bardzo wydajną pracę, gdyż większość instrukcji jest wykonywana w jednym cyklu zegara. Składa się on między innymi z takich układów jak: pamięć EEPROM, która może być zapisywana przez

program a jej zawartość nie kasuje się po wyłączeniu zasilania, układy czasowo-licznikowe, interfejs UART, statyczną pamięć RAM i komparator analogowy. Procesor został wyposażony w zestaw 32 rejestrów uniwersalnych, dzięki czemu skompilowany kod wynikowy jest mniejszy gdyż nie zawiera wielokrotnych przesłań danych pomiędzy pamięcią i pojedynczym akumulatorem. Program procesora jest przechowywany w wewnętrznej pamięci typu FLASH, którą programuje się za pomocą interfejsu szeregowego (SPI).

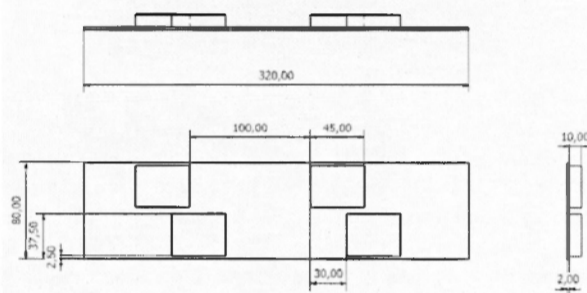
Wzmacniacz sygnału w postaci układu scalonego składa się z przetwornika AD7730BRZY oraz wzmacniaczy operacyjnych OP.

3. WNIOSKI

Badania przeprowadzone w torze o przekroju prostokątnym dostarczyły wstępnych informacji na temat wymiarów urządzenia oraz kształtu i sposobu rozmieszczenia czujników. W wyniku tego znacząco zostały zmniejszone wymiary ścieżki chodu, a czujniki zdecydowano umiejscowić na podwyższeniu, w celu zwiększenia częstotliwości stawiania kończyny dolnej szczura na czujniku. Tor ze schodami ukazał, że zwierzęta te mają trudności z zachowaniem cyklu chodu na tego typu konstrukcji, ponadto potrafią przeskakiwać kilka stopni.

Tor o przekroju kołowym dostarczył szczegółowych danych na temat chodu i stawiania stóp szczura na powierzchni papieru. Umożliwiło to wiarygodny odczyt wielkości kroku oraz ułatwiło określenie wielkości powierzchni nacisku na czujnik oraz ogólne gabaryty projektowanego urządzenia (rys. 8).

Badanie te także ukazały, że zachowanie szczura bardzo często jest nieprzewidywalne i bardzo trudnym zadaniem jest skonstruowanie urządzenia, które umożliwiłoby przeprowadzenie badań w sposób szybki i łatwy.



Rys. 8. Rozmieszczenie czujników w torze pomiarowym

Urządzenie ma być jednym z elementów powstającej infrastruktury laboratoryjnej do badań nad regeneracją rdzenia kręgowego szczurów w Śląskiej Akademii Medycznej. Autorzy mają nadzieję, iż w niedalekiej przyszłości doświadczenia zdobyte na zwierzętach przyczynią się do powstania skutecznych metod leczenia ludzi po urazach ośrodkowego układu nerwowego.

EXPERIMENTAL RESEARCHES EXAMINING PROGRESS RECOVERY OF CENTRAL NERVOUS SYSTEM RATS SPINAL CORD

Summary: Experimental researches carried out by engineers and doctors in order to design system to examining progress recovery of central nervous system rats spinal cord are presented in this paper.

Wioletta MICHALSKA, Kamil SZEWERDA, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechniki Śląskiej w Gliwicach

Robert MICHNIK, Jacek JURKOJC, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

Wiesław RYCERSKI, Górnośląskie Centrum Rehabilitacji w Reptach

ANALIZA ZMIAN WYBRANYCH PARAMETRÓW W BADANIACH STABILOGRAFICZNYCH U PACJENTÓW ZE SCHORZENIAMI W OBRĘBIE KOŃCZYNY DOLNEJ PRZED I PO REHABILITACJI

Streszczenie. Celem pracy była analiza zmian w wartościach wybranych wielkości stabilogramu u pacjentów w trakcie procesu rehabilitacji. W badaniach uczestniczyło 15 dorosłych osób. Na podstawie zmian wielkości wybranych wielkości dokonano oceny postępów procesu regulacji równowagi ciała badanych osób. Dokonane podziały (ze względu na schorzenie i wiek badanych) pozwoliły na ocenę różnic stabilności posturalnej.

1. WSTĘP

Problemy z zachowaniem prawidłowej postawy ciała można ocenić dzięki obiektywnej metodzie badawczej zwanej posturografią [1]. Ocena stabilności postawy najczęściej przeprowadzana jest w oparciu o takie wielkości jak:

- długość statokinezyjogramu zakreślonego przez centrum nacisku stóp CoP (ang. *center of pressure*) (w mm);
- wielkość pola powierzchni zakreślonego przez punkt przyłożenia nacisku stóp na podłoże (w mm²);
- długość statokinezyjogramu w stosunku do wielkości pola powierzchni (1/mm);
- średnia prędkość przemieszczenia centrum nacisku stóp na podłoże w ruchu złożonym oraz w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej (mm/s);
- liczba wychyleń CoP w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej;
- maksymalne wychylenie w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej.

W przeprowadzonej analizie pacjentów wykorzystano pierwszy parametr. Badania przeprowadzano dwukrotnie w celu porównania wybranego parametru i wykazania różnic w jego wartości przed i po rehabilitacji osób z różnymi schorzeniami i w różnym wieku.

2. ANALIZA RÓWNOWAGI W SCHORZENIACH KOŃCZYNY DOLNEJ

2.1. Zaburzenia równowagi

Kontrola prawidłowej postawy ciała oraz jej ciągłe utrzymywanie jest procesem złożonym, związanym zarówno z ośrodkowym układem nerwowym, układem wzrokowym jak i mięśniowym. Choroby lub postępujący proces starzenia pogarsza sprawność układu

kontroli równowagi, co może prowadzić do osłabienia stabilności, a w konsekwencji do różnych upadków, które mogą być powodem poważnych urazów oraz prowadzić do pogorszenia jakości życia (lęk przed kolejnym upadkiem, przewlekły ból, utrata sprawności) [2,3]. Główne czynniki ryzyka upadku, to przede wszystkim:

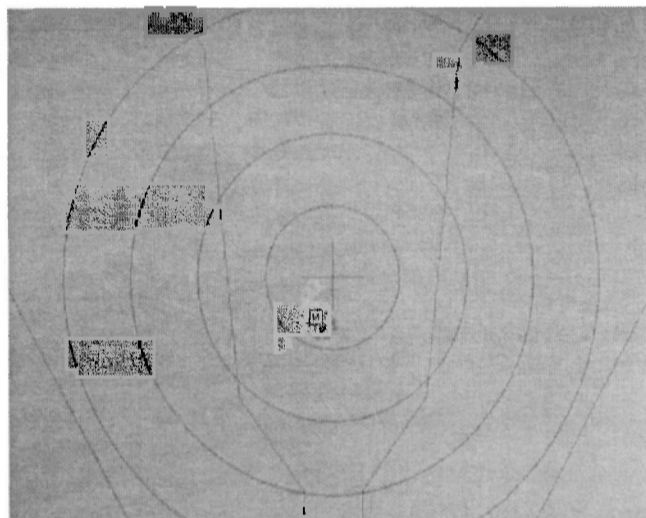
- ubytki motoryczne i psychomotoryczne towarzyszące procesom starzenia się organizmu (spadek siły mięśniowej, spowolnienie czasu reakcji, pogorszenie zdolności koordynacyjnych),
- zaburzenia poznawcze towarzyszące procesom starzenia się organizmu (ryzyko upadku związane z statusem intelektualnym pacjenta) [3].

2.2. Posturografia

Posturografia jest to obiektywna i powszechnie stosowaną metoda oceny stabilności układu równowagi. Określa się ją na podstawie obserwacji przemieszczania się rzutu środka ciężkości badanej osoby podczas stania na platformie sił [2,3]. Platforma posiada, umieszczone w narożnikach, czujniki tensometryczne rejestrujące centralny nacisk stóp na podłoże (odwzorowujące rzut środka ciężkości na płaszczyznę podstawy), a także jego przemieszczenia w osi strzałkowej X tj. lewo-prawo i czołowej Y tj. przód-tył.

Wyniki badania przedstawiane są w postaci danych liczbowych podawanych w formie tabeli na ekranie monitora oraz w formie graficznej jako wykresy zwane statokinezyjogramem i stabilogramem:

- Statokinezyjogram - ukazuje obraz rzutu środka ciężkości na płaszczyznę podstawy,
- Stabilogram - przedstawia przemieszczanie się środka ciężkości w osi strzałkowej i poprzecznej, przy czym osobno rozpatrywany jest ruch w kierunku prawo - lewo, a osobno w kierunku przód – tył [1,2].



Rys. 1. Kran przedstawiający ścieżkę uzyskaną w czasie badania

Dodatkowo platformę stabilograficzną można wykorzystać, poza badaniem równowagi, do ćwiczeń równowagi. Ćwiczenie wykonuje się przez odpowiednie balansowanie ciałem. Wskaźnikiem na ekranie, obrazujący zmiany położenia środka nacisku, musi osiągnąć pewne punkty. Ćwiczenie to ma na celu poprawienie koordynacji wzrokowo – ruchowej. Ponadto zestaw pomiarowy pozwala na określenie równomierności rozkładu obciążenia kończyny dolnej prawej i lewej. Ćwiczenia na platformie umożliwia pacjentowi opanowanie równomiernego obciążania obu kończyn.

2.3. Sposób przeprowadzenia badań

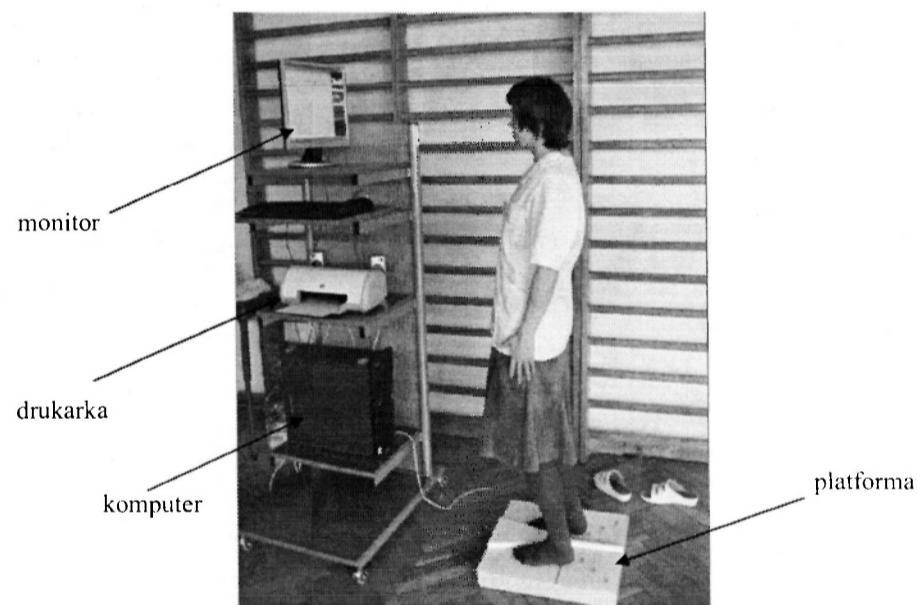
Badania przeprowadzone zostały w Górnośląskim Centrum Rehabilitacji w Reptach przy użyciu platformy stabilograficznej.

Na stanowisko pomiarowe składają się następujące moduły:

- a) komputera;
- b) platforma posturograficzna czteropodporowa, tensometryczna;
- c) monitor do realizacji funkcji sprzężenia zwrotnego;
- d) drukarki do wydrukowania wyników;
- e) oprogramowanie użytkowe.

Stanowisko to przedstawione jest na fotografii poniżej (Rys.1)

Badaniu poddano 15 pacjentów, głównie po przebytej alloplastyce stawu biodrowego. Trzynastu pacjentów poddanych badaniu reprezentowało grupę osób, którym w ostatnim roku wszczepiona została endoproteza stawu biodrowego. Jedna osoba była po nukleotomi oraz stabilizacji kręgosłupa na poziomie C5 – C6. Kolejna badana osoba, miała uszkodzony nerw strzałkowy oraz zwióczenie mięśnia trójgłowego łydki.



Rys. 2. Stanowisko pomiarowe do badań stabilograficznych

Badane osoby zostały podzielone na trzy grupy:

- pacjenci z TEP stawu biodrowego,
- pacjent z uszkodzeniem nerwu strzałkowego,
- pacjent po nukleotomi i stabilizacji kręgosłupa na poziomie C5 – C6.

Osoby po alloplastyce stawu biodrowego podzielono względem wieku na cztery grupy wiekowe. Przedziały te zaprezentowano poniżej:

- pacjenci w wieku 18-35 lat,
- pacjenci w wieku 45-55 lat,
- pacjenci w wieku 55-65 lat,
- pacjenci w wieku 65-80 lat.

W analizie wyników wykorzystano długość statokinezyjogramu określonego przez centrum nacisku stóp CoP (ang. *center of pressure*) (w mm) – tzw. Ścieżka. Na rysunku rys.2 przedstawiono ekran monitora na którym kreślona jest ścieżka.

Badanie było przeprowadzone dwukrotnie, po raz pierwszy przed rozpoczęciem rehabilitacji, drugi raz pod koniec trzytygodniowego procesu rehabilitacji. Polegało ono na zrealizowaniu przez badanych 2 zadań:

1. stanie w sposób naturalny w pozycji pionowej na całych stopach z otwartymi oczami;
2. stanie w sposób naturalny w pozycji pionowej na całych stopach z zamkniętymi oczami.

2.4. Przedstawienie i analiza wyniki

Otrzymane wyniki zestawiono w tabelach 1 i 2 oraz przedstawiono w postaci wykresów słupkowych (rys. 3-5).

Tabela 1. Tablicowe zestawienie wyników badań – podział ze względu na schorzenie

schorzenie	Ilość osób	Średnia długość ścieżki przed rehabilitacją [mm]				Średnia długość ścieżki po rehabilitacją [mm]				Średnia poprawa długości ścieżki [%]		Odchylenie standardowe poprawy długości ścieżki	
		OTW	Odch. std	ZAM	Odch. std	OTW	Odch. std	ZAM	Odch. std	OTW	ZAM	OTW	ZAM
TEP biodra	13	611,4	165,2	980	670,02	546	202,3	1043,1	357	9,91	-13,92	22,93	41,56
Pacjent 1*	1	608	0	517	0	392	0	569,27	0	35,51	-10,11	0	0
Pacjent 2**	1	797	0	946	0	733	0	846,66	0	8,02	10,5	0	0

*Nukleotomia i STAB ACIF(C5 – C6) TEP kolana L, kolano szpotlawe

**Uszkodzenie nerwu strzałkowego, zwiódczenie m. trójgłowego tydki

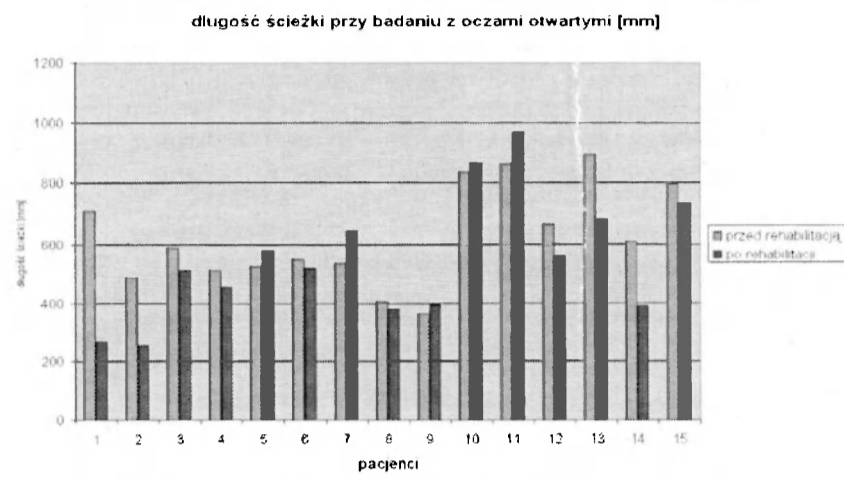
1. Analiza wyników badania grupy osób po alloplastyce stawu biodrowego wskazuje na średnią poprawę utrzymania równowagi w badaniu z otwartymi oczami o ok. 10% po przejściu procesu rehabilitacji.

2. Analizując wyniki badań z zamkniętymi oczami u pacjentów z endoprotezą stawu biodrowego obserwuje się pogorszenie równowagi na poziomie ok.13%.
3. Podobna sytuacja dotyczy także pacjenta z nukleotomią, przy czym poprawa równowagi przy badaniu z otwartymi oczami sięga w tym przypadku ponad 35%, a pogorszenie wyników przy badaniu z zamkniętymi oczami wynosi ok. 10%.
4. Poprawę równowagi po rehabilitacji zarówno przy badaniu z otwartymi jak i zamkniętymi oczami zaobserwowano u pacjentki z uszkodzeniem nerwu strzałkowego.

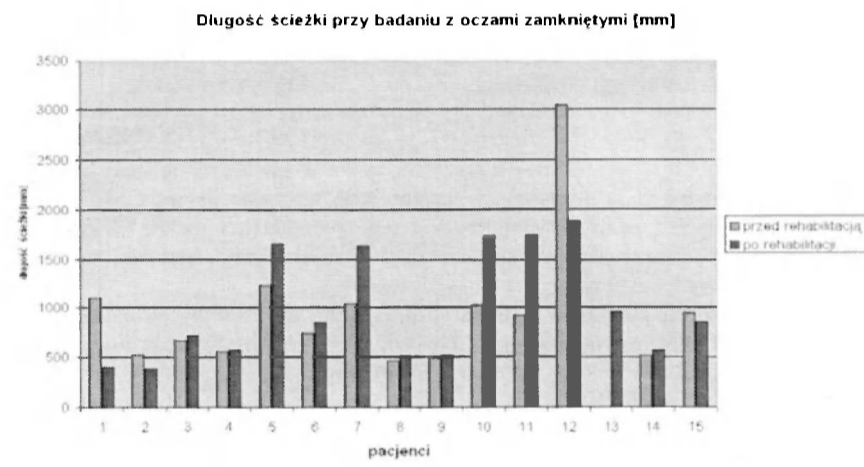
Tabela 2. Tablicowe zestawienie wyników badań – podział ze względu na wiek

Przedział wieku	Ilość osób	Średni a wieku	Średnia długość ścieżki przed rehabilitacją [mm]				Średnia długość ścieżki po rehabilitacją [mm]				Średnia poprawa długości ścieżki [%]		Odchylenie standardowe poprawy długości ścieżki	
			OTW	Odch. std	ZAM	Odch. std	OTW	Odch. std	ZAM	Odch. std	OTW	ZAM	OTW	ZAM
18-35	2	30	447,08	43,93	489,15	30,86	317,84	62,84	444,5	65,5	26,82	7,91	21,24	19,2
45-55	2	49	550,42	37,74	613,86	59,15	487,17	27,17	642	76	11,41	-4,36	1,14	2,33
55-65	3	63,3	602,78	220,51	616,5	123,5	534,04	117,2	772,89	186,93	6,48	-9,74	13,52	6,29
65-80	6	70,8	690,87	130,92	1386,8	746,13	647,71	226,6	1511,2	505,11	5,48	-25,78	27,85	56,94

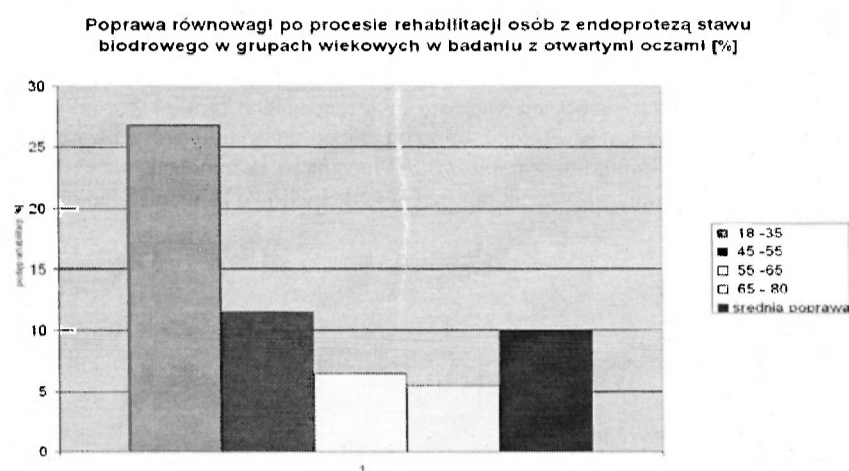
1. Wraz z wiekiem rośnie długość ścieżki zarówno w czasie badania równowagi przy oczach otwartych i zamkniętych. Rozrzut tego parametru w ostatnich dwu grupach wiekowych, świadczy o dużej osobniczej zmienności wyniku badania, na który może mieć wpływ wiele czynników.
2. Analizując wyniki pomiarów z otwartymi oczami wnioskować można iż najlepsze rezultaty poprawy równowagi po rehabilitacji osiągały ludzie młodzi. Wraz ze wzrostem wieku procentowa poprawa równowagi zmniejszała się. W najmłodszej grupie wiekowej zaobserwowano poprawę równowagi w czasie badania z otwartymi oczami o ponad 25%, natomiast w badaniu z zamkniętymi oczami o ok 8%. W pozostałych przedziałach wieku obserwuje się poprawę jedynie przy badaniu z otwartymi oczami. Procentowa wartość tej poprawy zmniejsza się systematycznie dla kolejnych grup do wartości ok.5,5% dla osób najstarszych. Wraz z wiekiem następuje również wzrost pogorszenia się równowagi przy oczach zamkniętych po procesie rehabilitacji.



Rys. 3. Długość ścieżki przy badaniu z oczami otwartymi [mm]



Rys. 4. Długość ścieżki przy badaniu z oczami zamkniętymi [mm]



Rys. 5. Procentowe zmiany długości ścieżki pacjentów po alloplastyce stawu biodrowego w poszczególnych grupach wiekowych

3. WNIOSKI

Badania równowagi pozwalają w obiektywny sposób sprawdzić stopień postępu procesu rehabilitacji. Analiza wyników pokazuje, że największa poprawa następuje w ludzi młodych. Wraz z wiekiem postęp w rehabilitacji maleje. Również wraz z wiekiem ulega wydłużeniu ścieżki badanej osoby zarówno w badaniu z oczami otwartymi jak i zamkniętymi. Stopień wydłużenia ścieżki jest parametrem indywidualnym i osobniczo zmiennym, można wnioskować na podstawie zwiększenia się odchylenia standardowego w ostatnich dwu przedziałach wiekowych. Na rozrzut wyników w tych grupach wpływ może mieć wiele czynników np. przebyte choroby, przebyte kontuzje, przyjmowane leki lub osobnicze skłonności do pogorszenia się tego parametru itp.

Proces rehabilitacji pacjentów z endoprotezami stawu biodrowego prowadzony był pod kątem poprawy ich funkcji lokomotorycznych, pozwalających usprawnić wykonywanie codziennych czynności przez te osoby. Ćwiczenie równowagi u tych osób schodziło zatem na dalszy plan, czym można wytłumaczyć brak postępów w czasie badania z zamkniętymi oczami.

Pogorszenie się stanu równowagi pacjentów, w czasie badania z zamkniętymi oczami, po procesie rehabilitacji może być wynikiem nieodpowiedniego sposobu przeprowadzania badań. Drugie badanie często przeprowadzane było u pacjentów po zabiegach rehabilitacyjnych (np. po ćwiczeniach fizycznych, basenie itp.), co powodować może pogorszenie równowagi zmęczonego pacjenta. W celu otrzymania rzetelniejszych wyników należałoby zwiększyć częstotliwość przeprowadzania badań nie ograniczając się jedynie do dwóch pomiarów. Innym rozwiązaniem mogłoby być badanie równowagi pacjentów rano przed rozpoczęciem zabiegów rehabilitacyjnych.

Wyniki wskazują na wywyczerzenie i poprawienie koordynacji wzrokowo – ruchowej. Wyłączenie biologicznego sprzężenia zwrotnego jakim dla człowieka jest sygnał ze zmysłu wzroku powoduje wydłużenie się ścieżki w czasie badania z oczami zamkniętymi. Być może wycucie równowagi w przypadku zamkniętych oczu, przy zmianie takich parametrów jak np. siła mięśniowa lub innych mających na celu usprawnienie pacjenta, wymaga dłuższego czasu i przyniesie rezultaty w przyszłości.

Dodatkowym aspektem na który warto zwrócić uwagę, a który został pominięty w tym opracowaniu, jest równomierność obciążenia nogi prawej i lewej.

Podsumowując platforma stabilograficzna jest bardzo dobrym narzędziem, zarówno do monitorowania stanu równowagi pacjenta i jego postępów w czasie rehabilitacji jak również do ćwiczenia koordynacji ruchowej w czasie ćwiczeń na platformie. Warunkiem dobrego wykorzystania platformy jest stworzenie odpowiedniego algorytmu przeprowadzania badań, w taki sposób aby do minimum ograniczyć zakłócenia spowodowane stanem fizycznego zmęczenia pacjenta lub innymi czynnikami mogącymi chwilowo zaburzać jego równowagę.

LITERATURA

[1] Kubiczkowa J., Kubiczek-Jagielska M.: Posturografia w ocenie sprawności układu równowagi. Bibl. Prospera Meniere'a, 3, 4, 5-57, 1999.

[2] http://cq.com.pl/n_stabilograf.html

[3] www.neurocentrum.pl/biblioteka/promocja_zdrowia/tom1/chamela2.pdf

ANALYSIS OF CHANGES OF CHOSEN STABILITY PARAMETERS FOR PATIENTS WITH LOWER LIMB AFFECTIONS BEFORE AND AFTER REHABILITATION

Summary. The purpose of this work was to do assessment of progress of rehabilitation process for patients of Silesian Rehabilitation Centre. Assessment was carried out on the basis of analysis of two chosen parameters concerning human stability. There were 15 adult persons participated in this research.

Agnieszka MUSIOLIK, Adrian ZBILSKI, Edyta SACHA, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

KONCEPCJA MANIPULATORA REHABILITACYJNEGO

Streszczenie. Przedmiotem projektu jest manipulator rehabilitacyjny, czyli urządzenie techniczne przeznaczone do realizacji niektórych funkcji kończyny górnej człowieka. Manipulator ma być przymocowany do wózka inwalidzkiego, w celu ułatwienia osobie niepełnosprawnej wykonywania codziennych czynności manipulacyjnych.

Manipulator został zaprojektowany przez studentów Politechniki Śląskiej w Gliwicach.

1. WSTĘP

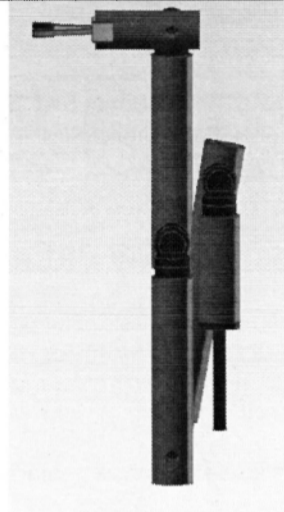
Celem projektu było zamodelowanie manipulatora rehabilitacyjnego, czyli mechanizmu bionicznego, który będzie ułatwiał wykonywanie pewnych czynności manipulacyjnych osobom niepełnosprawnym, poruszającym się na wózku inwalidzkim. Manipulator ma przede wszystkim pełnić funkcje wyciągnikową i podnośnikową, które ułatwią osobie niepełnosprawnej dostęp do przedmiotów znajdujących się powyżej lub poniżej zasięgu kończyny górnej.

Podczas projektowania manipulatora głównymi założeniami były: postać konstrukcyjna, masa urządzenia, koszty oraz łatwość montażu i eksploatacji.

Podstawowym problemem było znalezienie optymalnej postaci konstrukcji urządzenia, która umożliwiłaby zamontowanie manipulatora do wózka inwalidzkiego, po to, aby mógł on spełniać zadane funkcje. Oczywiście istnieje wiele rodzajów wózków inwalidzkich, zróżnicowanych pod względem budowy, więc otrzymane rozwiązanie musi być na tyle uniwersalne, aby można je było łatwo wykorzystać dla innych modeli.

Kolejnym etapem rozważań było uwzględnienie funkcji zarówno podnośnikowej manipulatora, jak też wyciągnikowej. Manipulator ma w znacznym stopniu ułatwić osobie niepełnosprawnej dostęp do przedmiotów, dlatego też urządzenie składa się z kilku elementów (cztery ramiona i chwytak), przy czym ostatnie ramię jest przedłużeniem chwytaka, a więc wydłużeniem zasięgu manipulatora.

Miejsce zamontowania manipulatora do wózka inwalidzkiego zaprojektowane zostało w taki sposób, by po pierwsze - uzyskać zwartą konstrukcję, a po drugie - by w czasie ruchu uzyskać taką postać, która zredukuje siły bezwładności działające na układ. (Rys. 1).



Rys. 1. Model manipulatora po złożeniu

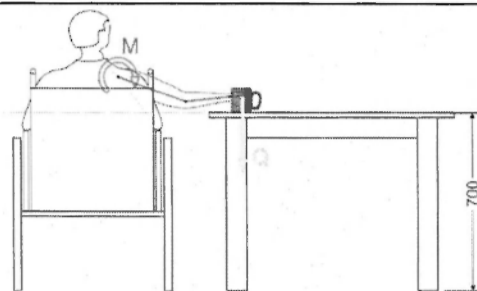
Następnym punktem projektu było uwzględnienie rodzaju napędu manipulatora. Rozwiązanie mechaniczne nie przyniosłoby żądanych efektów, zatem należało skorzystać z elementów elektrycznych. Do poruszania ramion manipulatora zastosowano silniki elektryczne prądu stałego, których kierunek obrotów zależy od polaryzacji. Ruchy wykonywane przez chwytak możliwe są dzięki mniejszym, lżejszym silnikom. Takie rozwiązanie pozwoli uzyskać prostą obsługę urządzenia, gdyż do działania wyżej wymienionych silników nie są wymagane żadne sterowniki, zatem usunięto całkowicie problem awaryjności urządzenia, związanej z wprowadzeniem elektroniki, jak również uzyskano istotną zaletę, jaką jest prostota obsługi.

Ostateczny koszt manipulatora mieści się w granicach 200 zł, przede wszystkim dlatego, że został on zbudowany z łatwo dostępnych, prostych elementów konstrukcyjnych (rury z PCV, pręty gwintowane i elementy mocujące), a także poprzez zastosowanie stosunkowo tanich silników elektrycznych (znacznie tańszych niż np. silniki krokowe czy serwonapędy).

2. PRZEZNACZENIE MANIPULATORA

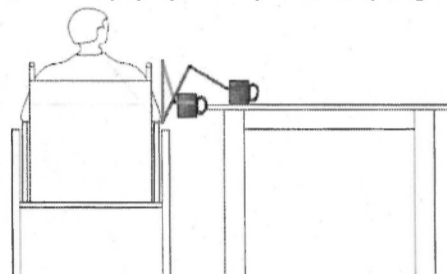
Manipulator został stworzony aby pomóc osobom, które oprócz tego, że zmuszone są poruszać się na wózku inwalidzkim, cierpią również na niedowład kończyn górnych, na podłożu ortopedycznym lub neurologicznym. Osoby te często mają trudności z koordynacją ruchową, albo też ich patologicznie ukształtowana postawa ciała uniemożliwia wykonywanie codziennych czynności. Takie osoby dzięki manipulatorowi przytwierdzonemu do ich wózka będą miały znacznie łatwiejszy dostęp do wielu miejsc, począwszy od przedmiotów znajdujących się w głębi stołu, szafy, poprzez zdejmowanie przedmiotów umiejscowionych powyżej zasięgu ręki osoby siedzącej na wózku, aż do wyciągania i podnoszenia elementów z nisko położonych szuflad lub z podłogi.

Rozpatrując elementarny przypadek podniesienia kubka ze stołu, wyróżnić można następujące sytuacje:



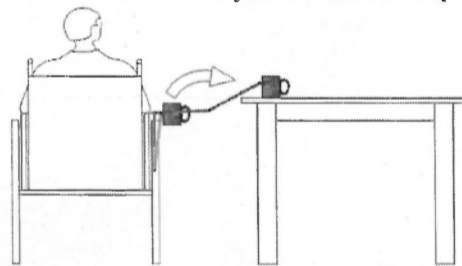
Rys. 2. Rysunek sytuacji podnoszenia elementu ze stołu przez osobę niepełnosprawną

Pacjent podnosi szklankę ze stołu. Na jego staw barkowy działa moment, wywołany siłą ciężkości kubka Q na promieniu r , o długości kończyny górnej pacjenta. Podniesienie kubka powoduje ból, bądź uczucie dyskomfortu, w zależności od stopnia niepełnosprawności danej osoby. Chcąc wyeliminować tego typu problem, wmontowuje się manipulator rehabilitacyjny, który w takich sytuacjach będzie służył pacjentowi jako kończyna górna.



Rys. 3. Schemat pierwszy konstrukcji manipulatora

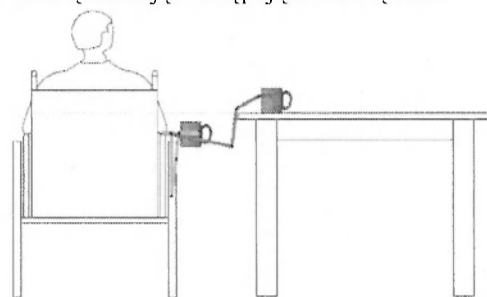
Pierwsza z możliwości ukazana na powyższym rysunku przedstawia manipulator, zamocowany w okolicach podłokietnika wózka inwalidzkiego. Można jednak zauważyć, iż taka postać konstrukcyjna nie jest zbyt trafnym rozwiązaniem dlatego, że ramię manipulatora wystaje wysoko nad wózkiem. Konstrukcja nie jest zwarta, co spowoduje powstanie znacznych sił bezwładności w czasie ruchu. Nie jest to zatem rozwiązanie optymalne.



Rys. 4. Schemat drugi postaci konstrukcyjnej manipulatora

Kolejny przypadek, przedstawiony na powyższym rysunku ukazuje takie rozwiązanie, w którym manipulator zamocowany jest odwrotnie niż w poprzedniej sytuacji, co sprawia, że wyeliminowany zostaje problem niepożądanych sił bezwładności. Konstrukcja jest zwarta, sztywna i manipulator spełnia poprawnie dane zadanie. Jednakże w tym przypadku wózek musi być znacznie oddalony od stołu, z którego zabiera kubek, w wyniku czego ramię działania siły ciężkości kubka Q się wydłuży i tym samym wzrosną wartości momentów działających na ramiona manipulatora.

Tego zjawiska można uniknąć stosując następujące rozwiązanie:



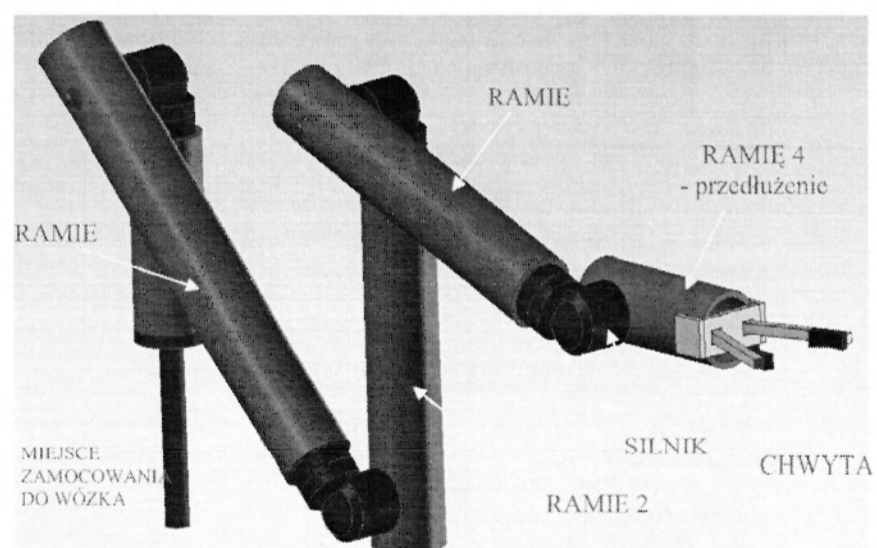
Rys. 5. Schemat optymalnej postaci konstrukcyjnej manipulatora

W tym przypadku ramię manipulatora, połączone z chwytakiem podzielone jest na dwie części. Dzięki temu w czasie ruchu kąty pomiędzy ramionami będą mniejsze, mimo że nie zmienia się wymiary manipulatora. Ponadto wózek może stać bliżej stołu, dzięki czemu zmniejszą się wartości momentów. To rozwiązanie można uznać za optymalne.

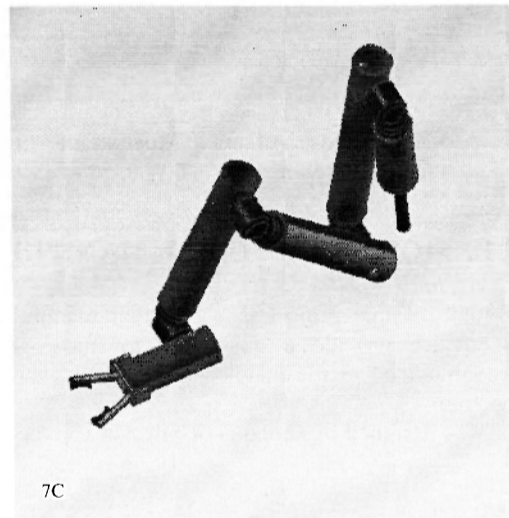
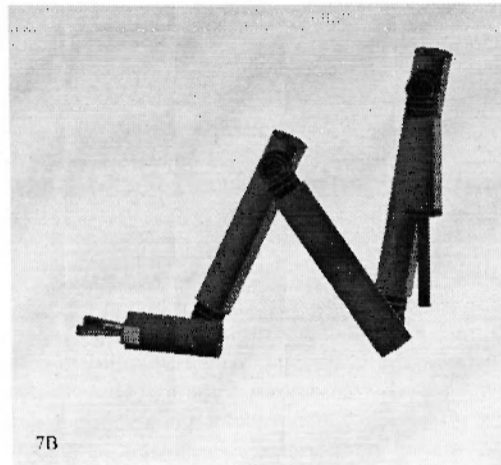
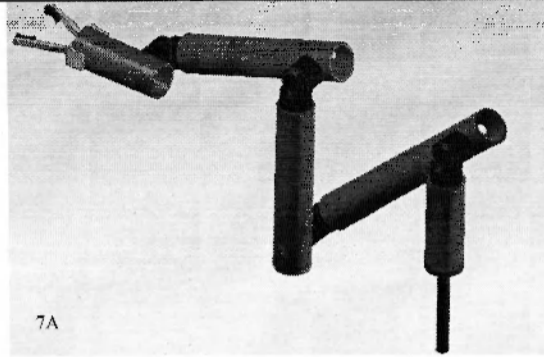
3. ZASADA DZIAŁANIA MANIPULATORA

Manipulator zbudowany jest z elementu zapewniającego przymocowanie go do wózka inwalidzkiego, czterech ramion oraz elementu chwytającego (Rys. 6).

Połączenia kolejnych ramion są jednakowe. Zasada działania jest następująca: silniki elektryczne, posiadające wbudowaną przekładnię ślimakową wmontowane są w rury PCV. Z racji tego, że pomiędzy czopem silnika a czopem wyjściowym przekładni występuje kąt 90° , możliwe było łatwe połączenie sąsiadujących ramion. Dzięki takiemu rozwiązaniu prostowanie i zginanie ramion manipulatora zachodzi w dostatecznie szybkim tempie, a jednocześnie możliwe jest uzyskanie wielu różnych położeń manipulatora, w zależności od potrzeb pacjenta. Przykładowe położenia przedstawione są na Rys. 7A, 7B, 7C.



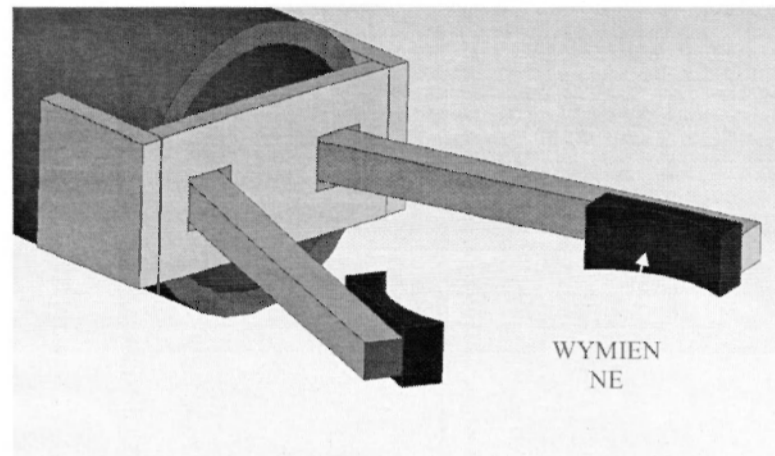
Rys. 6. Model manipulatora rehabilitacyjnego



Rys. 7. Przykładowe położenia manipulatora

Najważniejszym elementem manipulatora jest chwytak (Rys. 8), który powinien być uniwersalny, czyli przeznaczony do przenoszenia różnego rodzaju przedmiotów. Aby to

osiągnąć, element ten może być wyposażony w komplet kilku par nasadek przeznaczonych do różnych materiałów.



Rys. 8. Model chwytaka manipulatora z wymiennymi nasadkami

4. WNIOSEK KOŃCOWY

Projekt manipulatora powstał w odpowiedzi na zauważony problem osób niepełnosprawnych, poruszających się na wózku inwalidzkim. Urządzenie ma pomóc w wykonywaniu podstawowych czynności życiowych, związanych z manipulacją przedmiotami. Do jego głównych zadań należy podawanie przedmiotów do przestrzeni, w której pacjent jest w stanie się poruszać. Podawanie elementów możliwe jest także z podłoża, co jest bardzo przydatne w sytuacji, gdy przedmiot upadnie.

LITERATURA

- [1] Praca zbiorowa pod redakcją Adama Moreckiego i Józefa Knapczyka: Teoria i elementy manipulatorów i robotów, WNT Warszawa 1999.

CONCEPTION OF REMEDIAL MANIPULATOR

Summary. The topic of this project is a remedial manipulator, fixed to the wheelchair. That device provide a possibility to make some manipulative function. It is recommended to the handicapped person, who also suffer from upper limb dysfunction.

The manipulator was designed by students of Silesian University of Technology in Gliwice.

Michał ORACZ, Zakład Mechaniki, Instytut Techniki Lotniczej i Mechaniki Stosowanej, Politechnika Warszawska, Warszawa

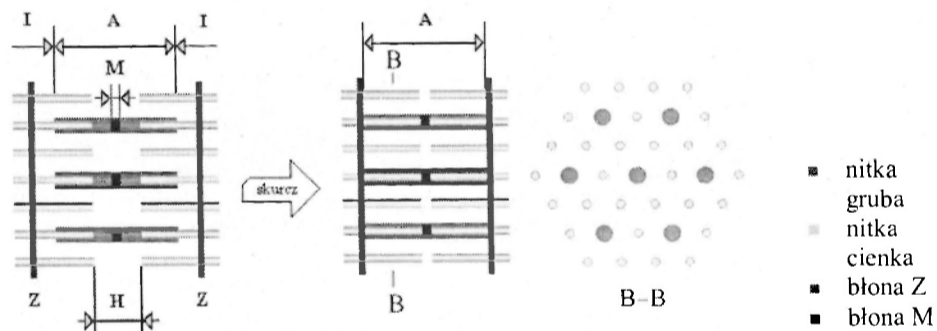
MODEL USIKA NA TLE KLASYCZNYCH MODELI TKANKI MIĘŚNIOWEJ

Streszczenie. W pracy zaprezentowano mało znany model Usika, który poprzez zastosowanie termomechaniki ośrodków ciągłych umożliwia sprzężenie zjawisk mechanicznych, elektrycznych, chemicznych oraz cieplnych w tkance mięśniowej. Model porównano z klasycznymi modelami mięśni. Wykazano jego ograniczoną użyteczność oraz podkreślono walory naukowo-dydaktyczne.

1. WSTĘP

Skurcz tkanki mięśniowej, w bardzo dużym uproszczeniu, spowodowany jest wzajemnym przemieszczaniem się struktur białkowych nazywanych nitkami cienkimi (aktyna) i grubymi (miozyna). W efekcie pobudzenia elektrycznego (z układu nerwowego), chemicznego lub mechanicznego mięsień kurczy się (patrz rys. 1) wydzielając duże ilości ciepła. Mechanizm pracy mięśni jest niezwykle złożony i dlatego skurcz jest jednym z najtrudniejszych do zamodelowania zjawisk w biomechanice.

Mechanikę ośrodków ciągłych oraz termodynamikę procesów nieodwracalnych w skrócie nazywamy termomechaniką ośrodków ciągłych. Bardzo szerokie ujęcie zagadnień umożliwia obserwowanie sprzężeń wielu zjawisk (mechanicznych, elektrycznych, chemicznych oraz cieplnych) i może być użyteczne do modelowania bardzo złożonych struktur - np. tkanki mięśniowej.



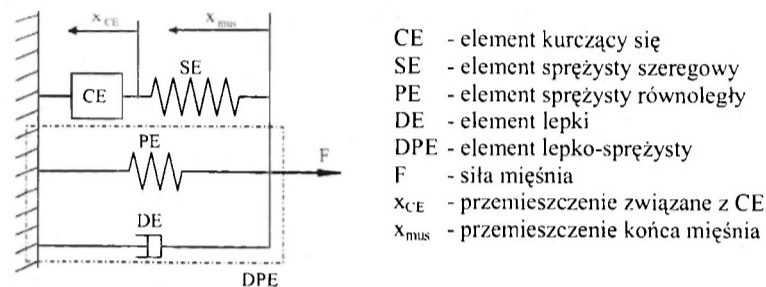
Rys. 1. Schematyczne przedstawienie wzajemnego „wślizgiwania się” nitek grubych i cienkich^[3]

2. KLASYCZNE MODELE MIĘSNI

2.1. Model typu Hilla

Prekursorem modelowania mięśni był A.V. Hill, który w latach 20-tych XX wieku prowadził badania nad wyizolowanym, maksymalnie pobudzonym mięśniem krawieckim żaby. Wykonał doświadczenia mające na celu ustalenie wzajemnych relacji siły, prędkości skurczu oraz długości mięśnia. Wykazał, że właściwości tkanki mięśniowej mają charakter lepko-sprężysty. W 1927r. Lewin i Wyman opublikowali pracę, która dała początek blokowej analizie mięśni jako ciała lepko-sprężystego.

Ze względów historycznych wszystkie modele, które wykorzystują obiekty o łatwo wyróżnialnych własnościach mechanicznych nazywamy modelami typu Hilla (patrz rys. 2). Lepkość w układzie wprowadzona jest za pomocą tłumików, sztywność – sprężyn, skurcz zaś z wykorzystaniem elementów aktywnie zmieniających długość.



Rys. 2. Model mięśnia typu Hilla zaproponowany przez Wintersa i Starka [6]

Modele typu Hilla ze względu na praktyczność i łatwość implementacji nadal są najczęściej stosowane. Zastosowanie identyfikacji do znalezienia parametrów nadaje im dużą wiarygodność, dlatego praktycznie w każdym komercyjnym oprogramowaniu, np. służącym do modelowania wypadków, są ustawione jako domyślne.

2.2. Model typu Huxleya

Niezwykły postęp techniczny dał naukowcom nowe narzędzia. Dzięki mikroskopii elektronowej oraz spektrometrii masowej udało się zajrzeć do wnętrza kurczliwych struktur białkowych mięśni. W latach 50-tych XX wieku ukazała się przełomowa praca autorstwa Huxleya, w której postulował teorię mostków poprzecznych (cross bridges). Po wielu latach badań naukowcy doszli do wniosku, że opisana przez Huxleya teoria jest zbytnim uproszczeniem rzeczywistości. Model ten jest jednak akceptowany do dziś i bardzo często przytaczany.

Model matematyczny [7] bazował na probabilistycznej funkcji rozkładu mostków między aktyną i miozyną. Przy założeniu, że istnieje ograniczona i znana liczba stanów energetycznych (sposobów łączenia się głów miozyny z aktyną) uwzględniano szybkości tworzenia i zanikania różnych typów mostków poprzecznych. Wzajemne relacje obliczano wykorzystując zależności termodynamiczne (dla dwóch niezależnych stanów – wzory 1 i 2).

$$\frac{d\eta(x,t)}{dt} = [f(x) + g'(x)] \cdot [1 - \eta(x,t)] - [f'(x) + g(x)] \cdot \eta(x,t) \quad (1)$$

$$\frac{f}{f'} = e^{\frac{-(A_1 - A_0)}{KT}} \quad \text{oraz} \quad \frac{g}{g'} = e^{\frac{-(A_0 - A_1 - \epsilon)}{KT}} \quad (2)$$

gdzie:

- $\eta(x,t)$ - funkcja rozkładu mostków
- $f(x), f'(x)$ - szybkość powstawania mostków
- $g(x), g'(x)$ - szybkość rozłączania mostków
- A_0 i A_1 - odpowiednio zmiany energii stanów rozłączania lub łączenia
- T - temperatura absolutna
- K - stała Boltzmanna
- ϵ - energia uwalniana podczas hydrolizy jednej molekuly ATP do ADP

Modele oparte na dogłębnej analizie fizjologii tkanki mięśniowej i wykorzystaniu mikrostrukturalnych zależności nazywamy wspólnym mianem modeli typu Huxleya.

3. TERMOMECHANICZNY MODEL USIKA

3.1. Założenia modelu Usika

Wydawałoby się, że najwłaściwszym podejściem jest zbudowanie możliwie pełnego modelu traktując mięsień jako wieloskładnikowe jednorodne materiałowo kontinuum, w którym wyróżnić można dwie fazy [2-5]. Druga (aktywna) zbudowana jest z białek kurczliwych, pierwsza zaś (pasywna) z ich otoczenia. Faza aktywna jest lepko-sprężysta, faza pasywna sprężysta. Ośrodek jest transwersalno-izotropowy i nieściśliwy. Reakcje chemiczne zachodzą wyłącznie w fazie aktywnej. Reagenty mogą wybiórczo przenikać przez błonę komórkową oraz między fazami, zaś energia uwalniana podczas reakcji jest bezpośrednio zamieniana na pracę. Zakładamy również, że prędkości składników są sobie równe (brak dyfuzyjnego przepływu masy) i znikomo małe.

Odkształcenia ośrodka są jednakowe i małe. Dla fazy lepko-sprężystej odkształcenia mogą nie być w pełni odwracalne, dlatego przedstawiamy je jako sumę odkształcenia sprężystego η i plastycznego Δ

$$\epsilon = \eta + \Delta \quad (3)$$

3.2. Równania bilansowe

Model Usika wyróżnia się od klasycznych modeli mięśni wykorzystaniem równań bilansowych, które pokazują przyczyny zjawisk^[1]. Po uwzględnieniu założeń z p.3.1:

bilans masy (równanie ciągłości) upraszcza się do równania

$$\text{div} v = 0 \quad (4)$$

bilans masy k-tego składnika (obu faz)

$$\begin{aligned} \rho \frac{\partial y_k^1}{\partial t} &= Q_k^{zew} - Q_k^{wew} \\ \rho \frac{\partial y_k^2}{\partial t} &= Q_k^{wew} + \sum_{k=1}^n M_k v_{kj} I_j \end{aligned} \quad (5)$$

bilans pędu

$$\rho \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} = \text{div} \boldsymbol{\sigma} - \rho \mathbf{g} \quad (6)$$

bilans entropii

$$\rho \frac{\partial s}{\partial t} = -\text{div} \frac{\mathbf{q}}{T} + \frac{R}{T} + \frac{1}{T} \sum_{k=1}^n \frac{\partial s}{\partial y_k^1} Q_k^{zew} \quad (7)$$

gdzie funkcja dyssypacyjna R

$$R = \left(-\mathbf{q} \cdot \frac{\text{grad} T}{T} \right) + \sum_{j=1}^r A_j I_j + \boldsymbol{\sigma}^{2d} : \boldsymbol{\Delta}^* + \sum_{k=1}^n Q_k^{wew} (\mu_k^1 - \mu_k^2) \quad (8)$$

bilans energii swobodnej

$$\rho \frac{df}{dt} = -\rho s \frac{dT}{dt} + \boldsymbol{\sigma}^{1d} : \boldsymbol{\varepsilon}^* + \boldsymbol{\sigma}^{2d} : \boldsymbol{\eta}^* + Q_3^{\text{chem}} + \sum_{k=1}^n \mu_k^1 Q_k^{zew} \quad (9)$$

gdzie:

- a_k^a - dowolna wielkość k -tego składnika fazy a
- \mathbf{a}^* - pochodna po czasie wielkości \mathbf{a}
- \mathbf{a}^d - dewiator
- Q_a - gęstość źródła wielkości a :
- wew - wymiana między fazami; zew - z otoczeniem; $chem$ - w wyniku reakcji
- t - czas
- \mathbf{v} - prędkość
- ρ - gęstość masy
- \mathbf{g} - przyspieszenie grawitacyjne Ziemi
- y - stężenie masowe
- M - masa cząsteczkowa
- v_{kj} - współczynnik stechiometryczny k -tego składnika j -tej reakcji chemicznej
- A - powinowactwo chemiczne reakcji
- I - szybkość przebiegu reakcji chemicznej
- $\boldsymbol{\sigma}$ - naprężenie
- $\boldsymbol{\varepsilon}$ - odkształcenie
- \mathbf{q} - gęstość przepływu ciepła
- c_v - ciepło właściwe przy stałej objętości
- s - entropia właściwa
- T - temperatura bezwzględna
- f - energia swobodna właściwa
- μ - cząstkowy, właściwy potencjał chemiczny

3.3. Związki konstytutywne

Równania bilansowe z poprzedniego punktu należy uzupełnić o związki konstytutywne dopełniające bilans niewidomych:
prawo Hookea

$$\sigma^{1d} = \mathbf{B}_\varepsilon : \varepsilon \quad (10a)$$

$$\sigma^{2d} = \mathbf{B}_\eta : \eta \quad (10b)$$

oraz liniowe zależności między uogólnionymi siłami termodynamicznymi wywołanymi przez odpowiadające im uogólnione strumienie termodynamiczne

$$\mathbf{q} = -\mathbf{B}_{11} \cdot \frac{\text{grad}T}{T} \quad (11)$$

$$Q_k^{\text{we}} = \sum_{k=1}^n \mathbf{B}_{2k2k} \frac{(\mu_k^1 - \mu_k^2)}{T} \quad (12)$$

$$\sigma^{2d} = \mathbf{B}_{33} : \frac{\Delta^*}{T} + \sum_{j=1}^r \mathbf{B}_{34j} \frac{A_j}{T} \quad (13)$$

$$I_j = \mathbf{B}_{4j3} : \frac{\Delta^*}{T} + \sum_{j=1}^r \mathbf{B}_{4j4j} \frac{A_j}{T} \quad (14)$$

gdzie B_{ij} to współczynniki wzajemnych liniowych sprzężeń (tensory różnego rzędu).

W równaniach (11) – (14) niektóre sprzężenia zostały pominięte. Wynika to z uwzględnienia transwersalnej-izotropii ośrodka oraz założenia, że międzyfazowy przepływ masy (12) zależy wyłącznie od potencjałów chemicznych, w przeciwieństwie do dewiatora naprężenia fazy 2 (13) oraz szybkości reakcji chemicznych (14), które od potencjałów chemicznych nie zależą.

3.4. Definicje

Jeśli zbilansujemy liczbę niewiadomych i równań okaże się, że układu nie można rozwiązać. W powyższych rozważaniach pominięte zostały bowiem definicje, które nie wnoszą nowej jakości do modelu, ale są konieczne do jego utworzenia:

definicje naprężeń w ośrodku

$$\sigma = \frac{1}{3} \text{Tr} \sigma \mathbf{1} + \sigma^d; \quad \sigma^d = \sigma^{1d} + \sigma^{2d} \quad (15)$$

oraz zależności chemicznych i termodynamicznych

$$A_j = -\sum_{k=1}^n M_k \nu_{kj} \mu_k^2; \quad \mu_k^a = \frac{\partial f}{\partial y_k^a}; \quad s = -\frac{\partial f}{\partial T} \quad (16)$$

3.5. Zastosowanie modelu Usika

Do tej pory nie spotkałem się jeszcze z praktycznym zastosowaniem modelu Usika. Od lat 70-tych XX wieku pojawiło się kilka niezależnych publikacji, jednak żadna z prac nie zawierała bilansującego się układu równań. Pełne wyprowadzenie wraz z wyjaśnieniem wszystkich koniecznych pojęć zostało zawarte w pracy [3].

Pomimo trudności z praktycznym wykorzystaniem modelu, całkowita liczba równań skalarnych wynosi bowiem $46+4n+2r$ (n – liczba składników, r – liczba reakcji), ma on olbrzymią wartość poznawczą. Uwzględnia wiele zjawisk i zakłada ich wzajemne sprzężenia.

4. WNIOSKI

Inżynierskie potrzeby wykluczają złożone modele. Rozwiązanie ma być szybkie i jednoznaczne. Dlatego też najczęściej stosuje się modele fenomenologiczne (np. typu Hilla). W celach poznawczych warto jednak sięgnąć po nieco bardziej złożony aparat matematyczny (rachunek tensorowy) i przeanalizować modele przyczynowe. Sam fakt zastosowania mechaniki ośrodków ciągłych nie oznacza jednak, że poznamy prawa rządzące zjawiskiem. Większość z nich ma bowiem wyłącznie charakter związków konstytutywnych [6,7]. Dlatego prezentowany w pracy model Usika jest bardzo wartościowym źródłem wiedzy o mięśniach.

LITERATURA

- [1] Baranowski B.: Nierównowagowa termodynamika w chemii fizycznej, PWN, 1974
- [2] Лохин В. В., Седов Л. И.: Нелинейные тензорные функции от нескольких тензорных аргументов, Прикладная математика и механика, том 27, вып. 3, 1973
- [3] Oracz M.: Zastosowanie termomechaniki ośrodków ciągłych do modelowania tkanki mięśniowej. Praca magisterska (promotor J. Pietrucha), 2002.
- [4] Регирер С. А., Цатрян А. К.: Основные проблемы механики мышечного сокращения, Современные проблемы биомеханики, с.17-39, Зинатне, 1983
- [5] Усик П. И.: Континуальная механо-химическая модель мышечной ткани, Прикладная математика и механика, Том 37, вып. 3, с. 448-458, 1973
- [6] Wittek A.: Mathematical modeling of the muscle effects on the human body responses under transient loads - example of the head-neck complex, Chalmers Reproservice, doctor's thesis, 2000
- [7] Zahalak G. I.: Modeling Muscle Mechanics (and Energetics), Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization, J.M. Winters and S.L. Y. Woo (eds.), Springer-Verlag, New York, s. 1-23, 1990

USIK MODEL AND CLASSICAL MODELS OF MUSCULAR TISSUE

Summary. The paper presents not well known Usik model. Using thermomechanics of continuous medium it is possible to show cross effects of mechanical, electrical, chemical and thermodynamical phenomena in muscular tissue. Model was compared with classical models of muscles. Uselessness and pedagogic aspects were shown.

Paweł POTEPA, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej,
Politechnika Śląska, Gliwice

ANALIZA DRGAŃ KOLEJKI LINOWEJ SPOWODOWANEJ ROZRUCHEM I HAMOWANIEM ORAZ ICH WPLYW NA ORGANIZM CZŁOWIEKA^{*)}

Streszczenie. W artykule przedstawiony został fizyczny i matematyczny model dynamiki układu kolejki linowej o ruchu okrężnym. Przedstawiono opis obiektu rzeczywistego oraz wpływ drgań na organizm człowieka. Artykuł zawiera opis metody rozwiązania układu równań opisujących dynamikę rozważanego modelu drgań.

1. WSTĘP

Drgania układów fizycznych występujących w przyrodzie są zjawiskiem powszechnym. Skutki drgań mogą mieć charakter destrukcyjny, przyczyniając się do wcześniejszego zużycia urządzeń, a także mogą wpływać negatywnie na organizm ludzki. Zatem analiza drgań staje się często podstawą rozważań wielu istotnych zagadnień technicznych.

Dokładne informacje o wartościach i charakterystyce drgań obiektów można uzyskać przez pomiar ich przebiegu. Jednak proces kompleksowych pomiarów bywa często bardzo pracochłonny i drogi, zaś pomiary poszczególnych parametrów obrazują jedynie wycinek procesu. Alternatywą jest modelowanie matematyczne. Zastosowania komputera wraz z programem umożliwiającym realizowanie zagadnień matematycznych, pozwala formułować i rozwiązywać założenia modeli, co umożliwia przeprowadzenie symulacji zachowania się badanego obiektu w różnych warunkach pracy.[2,3]

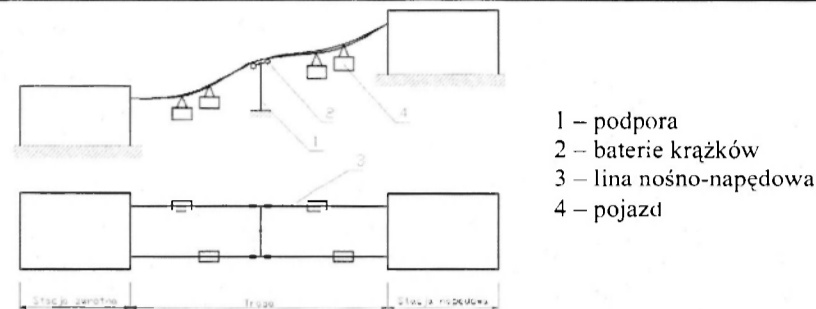
2. CHARAKTERYSTYKA OBIEKTU RZECZYWISTEGO

2.1. Budowa kolei linowej o ruchu okrężnym

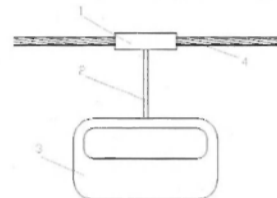
W budowie kolei linowej o ruchu okrężnym, której schemat przedstawiono na rys. 1, wyróżnia się trzy zasadnicze podzespoły: stację napędową, trasę oraz stację zwrotną.[1]

Na trasie kolei linowej występują podpory wraz z bateriami krążków prowadzącymi linę oraz lina nośno-napędowa, do której zamocowane są pojazdy (urządzenia jezdne). Urządzenie jezdne, pokazane na rys. 2, składa się z następujących części: wprzęgła, zawieszenie z głowicą do zawieszenia wprzęgła i jednostki pasażerskiej.[1]

^{*)} Praca wykonana została pod kierunkiem opiekuna naukowego prof. dr hab. inż. Dagmary Tejszarskiej



Rys. 1. Podstawowy schemat kolei jednolinowej o ruchu okrężnym [1]



Rys. 2. Podstawowe elementy urządzenia jezdniego

- 1 – wpręgło
- 2 – zawieszenie
- 3 – jednostka pasażerska
- 4 – lina nośno-napędowa

Wpręgła służą do mocowania pojazdów na linii. W kolejach jednolinowych o ruchu okrężnym znalazły zastosowanie wpręgła stałe i wpręgła rozłączne.

Wpręgła stałe są urządzeniami mocującymi pojazd do linii w sposób nierozłączny w czasie eksploatacji. Wpręgła rozłączne służą do mocowania pojazdów na poruszającej się linii. Oznacza to, że pojazdy są wypręgane podczas przejazdu przez stację. Siła docisku wpręgła do linii wywołana jest przez sprężyny talerzowe, sprężyny śrubowe, drążki skrotne lub przez siłę ciężkości. Istnieją także kombinacje tych systemów.

Zawieszania urządzeń jezdnych łączą jednostki pasażerskie ze wpręgłami. Mogą być one wyposażone z elementy amortyzujące i tłumiące.

Pojazdy kolei linowych dzieli się na dwie grupy: pojazdy otwarte i pojazdy zamknięte. Do pojazdów otwartych zalicza się krzeselka, krzeselka z osłoną i gondole, natomiast pojazdy zamknięte obejmują gondole, kabiny i wagony.

2.2. Działanie kolei linowej

Lina nośno-napędowa napędzana przez układ napędowy, wprawia w ruch pojazdy kolei. W kolejach linowych o ruchu okrężnym występują dwa tory jazdy wagonów, zwane tokiem jazdy w górę i tokiem jazdy w dół. Kierunek poruszania się pojazdów nie zmienia się w czasie normalnej pracy. Ruch okrężny może odbywać się ze stałą lub zmienną prędkością (ruch pulsacyjny). W przypadku ruchu pulsacyjnego prędkość jazdy pojazdów zmienia się okresowo w zależności od położenia pojazdu na trasie, np.: pojazd porusza się wolniej w czasie przejazdu przez baterię krążków lub zatrzymuje na stacjach.

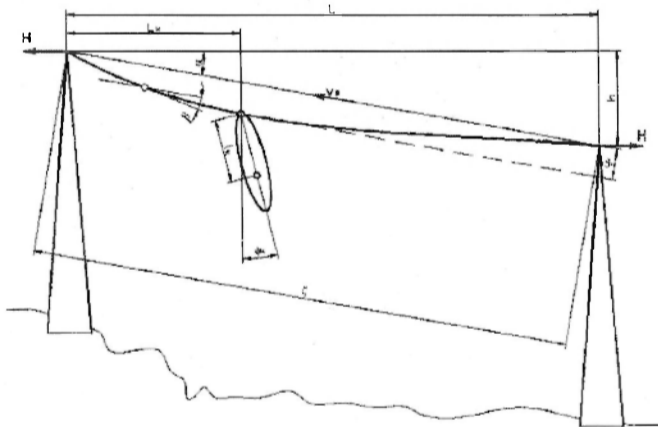
3. MODEL FIZYCZNY BADANEGO UKŁADU

Do badania drgań wykorzystano model kolejki linowej sformułowany w Zakładzie Mechaniki Ogólnej i Biomechaniki Politechniki Śląskiej. Jego podstawowe elementy to: model fizyczny, matematyczny oraz proponowany sposób rozwiązania.

Założenia do rozważnego modelu drgań kolejki linowej:

- W badanym układzie wydziela się: pojedyncze przęsło liny pomiędzy podporami, poruszające się w górę, analizowane w sposób zgrubny, a także pojedyncze obciążone krzeselko, analizowane w sposób dokładny.
- Rozważa się ruch płaski układu, w płaszczyźnie pionowej.
- Przyjmuje się, że wymuszenie rozważanych drgań stanowi jedynie zadana zmiana prędkości ruchu napędu (v_0) w czasie (t), powodująca kołysanie krzeselka.
- Rozważając zgrubnie odchylenie liny w przęśle (zwis 'z'), od linii prostej (ciąciwy), łączącej rolki na sąsiednich słupach, przyjęto, że:
 - lina traktowana jest jak ukośna struna, poddana naciągowi oraz obciążeniu przez krzeselka i masę własną,
 - siły obciążające linę zastąpione są przez odpowiednie, równomiernie rozłożone obciążenie ciągłe (p_z), obejmujące ciężar krzeselka i samej liny (ρ_l),
 - analizując wpływ obciążenia na zwis liny uwzględniano jedynie składową prostopadłą do ciąciwy przęsła, pomijając siłę równoległą do ciąciwy, wywołującą rozciąganie liny, które jest związane ze znacznie mniejszymi odkształceniami,
 - pominięto wpływ poziomych składowych sił bezwładności na naciąg liny, przyjmując, że składowa pozioma naciągu ma stałą zadaną wartość (H).
- Rozważając dokładniej pojedyncze krzeselko przyjęto, że:
 - krzeselko stanowi ciało sztywne, o znanej masie (m_k), momencie bezwładności (J_k) i odległości środka ciężkości (S_k) od uchwytu na linie (l_k).
 - drgający ruch krzeselka składa się z ruchu wahadłowego wokół osi uchwytu na linie, określonego przez kąt obrotu (φ_k) oraz zmiany zwisu liny w miejscu uchwytu krzeselka, w kierunku prostopadłym do lokalnej stycznej do giętej liny, pod wpływem sił bezwładności, związanych tylko z ruchem danego krzeselka ($\Delta \xi_k$),
 - wpływ sztywności liny, zmniejszającej amplitudę ruchu wahadłowego określa zastępczy wskaźnik sztywności zgiętej liny w uchwycie, obliczany jak dla belki zginanej o długości połowy odległości między krzeselkami, podpartej ślizgowo i obrotowo na końcach, poddanej działaniu momentu ułożonego w jej środku, o module Younga odpowiednio obniżonym w stosunku do stali (do ok. $7 \cdot 10^4 \text{ N/mm}^2$).
 - wpływ przenoszenia poprzez linę ruchu drgającego sąsiednich krzeselka na ruch uchwytu danego krzeselka pominięto.

Na rys. 3 przedstawiono ogólny schemat geometrii i sił rozważanego układu



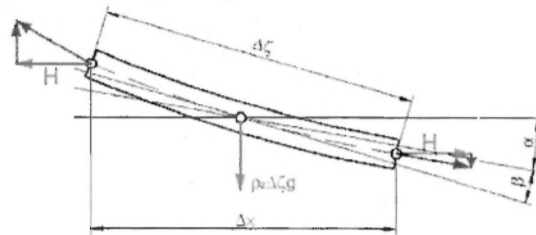
Rys. 3. Ogólny schemat geometrii i sił rozważanego układu

4. MODEL MATEMATYCZNY

Na podstawie opracowanego modelu fizycznego wyprowadzono równania opisujące dynamikę rozważanego układu.

4.1. Statyczne ugięcie liny

Statyczne ugięcie liny pod ciężarem własnym i ciężarem krzesełek wyznaczono na podstawie schematy przedstawionego na rys. 4.



Rys. 4. Schemat równowagi statycznej elementu sprężyny

Zastępczy ciężar jednostkowy liny wyraża zależność:

$$\rho_z = \rho_1 + \frac{N \cdot m_{k, \text{sr}}}{L}, \quad (1)$$

gdzie:

ρ_1 – ciężar jednostkowy liny, N – liczba krzesełek, $m_{k, \text{sr}}$ – średnia masa krzesełka z pasażerem, L – długość przęsła.

Równanie równowagi statycznej elementu liny w kierunku pionowym, przy składowej poziomej naciągu liny H , niezmiennej (brak obciążeń poziomych) przyjmują postać:

$$\begin{aligned} H \cdot \operatorname{tg}(\alpha + \beta) - H \cdot \operatorname{tg}\left(\alpha + \beta + \frac{d\beta}{d\zeta}\right) - \rho_z \Delta\zeta \cdot g &= 0 \\ \frac{dz}{d\zeta} = \operatorname{tg}(\beta) & \\ \frac{H \cdot \sin\left(\frac{d\beta}{d\zeta} \Delta\zeta\right)}{\cos(\alpha + \beta)\cos(d\beta)} - \rho_z \Delta\zeta \cdot g &= 0 \end{aligned} \quad (2a)$$

Przyjmują, że:

$$\cos(d\beta) \approx 1, \quad \cos(\alpha + \beta) \approx \cos(\alpha), \quad d\beta = \sin(d\beta) \approx \frac{d^2 z}{d\zeta^2}$$

otrzymano:

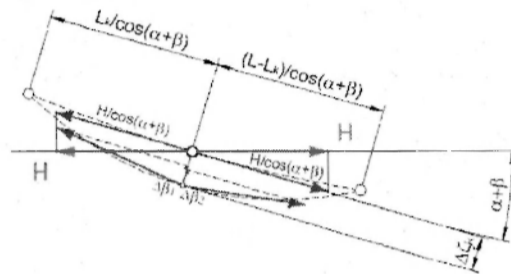
$$\begin{aligned} \frac{H}{\cos(\alpha)} \frac{d^2 z}{d\zeta^2} + \rho_z g &= 0 \\ z = -\frac{\rho_z g \cos(\alpha)}{H} \frac{\zeta^2}{2} + \beta_0 \zeta \end{aligned} \quad (2b)$$

Uwzględniając, że zwis na końcu odcinka jest zerowy $\zeta = \frac{L}{\cos(\alpha)} = 0$ oraz dla $\zeta = \frac{x}{\cos(\alpha)}$ otrzymano:

$$\begin{aligned} \beta_0 &= \frac{\rho_z g L}{2H} \\ z &= -\frac{\rho_z g \cos(\alpha) \zeta^2}{H} + \beta_0 \zeta = \frac{\rho_z g}{2H \cos(\alpha)} x(L-x) \\ \operatorname{tg}(\rho) - \frac{dz}{d\zeta} &= \frac{\rho_z g}{H} \left(\frac{L}{2} - x \right) \end{aligned} \quad (2c)$$

4.2. Wskaźnik sztywności

Wskaźnik sztywności linii uginającej się pod krzeselkiem wyznaczono w oparciu o schemat przedstawiony na rys. 5.



Rys. 5. Schemat do wyznaczania sztywności giętej linii

Szywność linii uginającej się pod krzeselkiem wyznaczono przyjmując, że zmiana zwisu $\Delta \zeta_k$ powoduje zmiany kąta nachylenia linii o $\operatorname{tg}(\Delta\beta_1)$ i $\operatorname{tg}(\Delta\beta_2)$, wywołując pojawienie się dodatkowej składowej w kierunku zmiany zwisu o wartości:

$$\frac{H}{\cos(\alpha + \beta)} \operatorname{tg}(\Delta\beta_1) + \frac{H}{\cos(\alpha + \beta)} \operatorname{tg}(\Delta\beta_2)$$

Stosunek tej składowej do zmiany zwisu jest sztywnością giętej linii:

$$K_z = \frac{\frac{H}{\cos(\alpha + \beta)} [\operatorname{tg}(\Delta\beta_1) + \operatorname{tg}(\Delta\beta_2)]}{\Delta \zeta_k}$$

Przyjmując przybliżone wartości $\operatorname{tg}(\Delta\beta_1)$ i $\operatorname{tg}(\Delta\beta_2)$:

$$\operatorname{tg}(\Delta\beta_1) \approx \frac{\frac{\Delta \zeta_k}{L_k}}{\cos(\alpha + \beta)}, \quad \operatorname{tg}(\Delta\beta_2) \approx \frac{\frac{\Delta \zeta_k}{L - L_k}}{\cos(\alpha + \beta)}$$

Otrzymano:

$$K_z = \frac{\frac{H}{\cos(\alpha + \beta)} \left[\frac{\Delta \zeta_k}{L_k} + \frac{\Delta \zeta_k}{L - L_k} \right]}{\Delta \zeta_k} \quad (3)$$

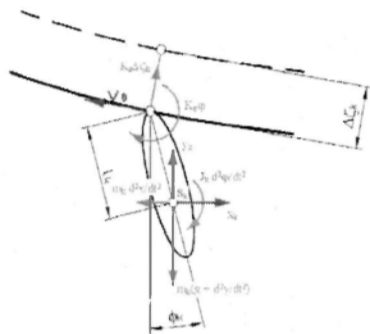
$$K_z = H \left(\frac{1}{L_k} + \frac{1}{L - L_k} \right)$$

Sztywność liny obracającej się wraz z ruchem wahadłowym krzeselka szacowano analizując kształt osi ugiętej liny jako belka o długości odpowiadającej odległości między krzeselkami $\left(\frac{L}{N} \right)$, poddanej działaniu momentu w środku długości, przy czym sztywność określono jako stosunek momentu do kąta ugięcia pod momentem:

$$K_{\alpha} = \frac{L}{6EI} N \cos(\alpha) \quad (4)$$

4.3. Kinematyka krzeselka

Kinematykę krzeselka opisano w oparciu o rys. 6.



Rys. 6. Schemat równowagi dynamicznej krzeselka

Ruch krzeselka określa kąt obrotu w ruchu wahadłowym (φ) ugięcie liny pod krzeselkiem ($\Delta\zeta_k$) oraz zadana prędkość unoszenia (v_0). Położenie środka ciężkości krzeselka względem statycznego położenia uchwytu linowego oraz jego prędkość i przyspieszenie wyrażają się przez zmienne podstawowe.

$$\begin{aligned} x &= -\Delta\zeta_k \sin(\alpha + \beta) + l_k \sin(\varphi) \\ y &= \Delta\zeta_k \cos(\alpha + \beta) + l_k [1 - \cos(\varphi)] \end{aligned} \quad (5a)$$

$$\frac{d\varphi}{dt} = v_\varphi, \quad \frac{d\Delta\zeta_k}{dt} = v_\zeta \quad (5b)$$

$$\begin{aligned} v_x &= \frac{dx}{dt} = v_\zeta \sin(\alpha + \beta) + v_0 \cos(\alpha) + l_k \cos(\varphi) v_\varphi \\ v_y &= \frac{dy}{dt} = -v_\zeta \cos(\alpha + \beta) + v_0 \sin(\alpha) + l_k \sin(\varphi) v_\varphi \end{aligned} \quad (5c)$$

$$\begin{aligned} \frac{d^2x}{dt^2} &= \frac{dv_x}{dt} = -\frac{dv_\zeta}{dt} \sin(\alpha + \beta) + \frac{dv_0}{dt} \cos(\alpha) + l_k \cos(\varphi) \frac{dv_\varphi}{dt} - l_k \sin(\varphi) v_\varphi^2 \\ \frac{d^2y}{dt^2} &= \frac{dv_y}{dt} = -\frac{dv_\zeta}{dt} \cos(\alpha + \beta) + \frac{dv_0}{dt} \sin(\alpha) + l_k \sin(\varphi) \frac{dv_\varphi}{dt} - l_k \cos(\varphi) v_\varphi^2 \end{aligned} \quad (5d)$$

4.4. Równowaga dynamiczna krzeselka

Siły oddziałujące na krzeselko obejmują ciężar, siły i momenty bezwładności oraz siły sprężystego oddziaływania liny. Rozważono równowagę sił w kierunku prostopadłym do stycznej do liny (bez siły ciężkości, równoważonej przez obliczone ugięcie statyczne liny) oraz moment względem uchwytu krzeselka:

$$\begin{aligned} K_z \Delta \zeta_k - m_l \frac{d^2 y}{dt^2} \cos(\alpha + \beta) + m_k \frac{d^2 x}{dt^2} \sin(\alpha + \beta) &= 0 \\ K_\varphi \varphi + m_k \left(g + \frac{d^2 y}{dt^2} \right) l_k \sin(\varphi) + m_z \frac{d^2 x}{dt^2} \cos(\varphi) + J_k \frac{d v_\varphi}{dt} &= 0 \end{aligned} \quad (6)$$

5. ROZWIĄZANIE

Do obliczeń kąta obrotu krzeselka w ruchu wahadłowym (φ) oraz ugięcia liny pod krzeselkiem ($\Delta \zeta_k$) użyto metody Rungego Kuty czwartego rzędu, przyjmującą postać [4]:

$$y_{n+1} = y_n + \frac{1}{6}(k_1 + 2k_2 + 2k_3 + k_4), \quad (7a)$$

gdzie:

$$\begin{aligned} k_1 &= \tau g(y_n, t_n) \\ k_2 &= \tau g\left(y_n + \frac{k_1}{2}, t_n + \frac{\tau}{2}\right) \\ k_3 &= \tau g\left(y_n + \frac{k_2}{2}, t_n + \frac{\tau}{2}\right) \\ k_4 &= \tau g(y_n + k_3, t_n + \tau) \end{aligned} \quad (7b)$$

W celu zastosowania metody Rungego Kuty dwa równania różniczkowe (6) uzupełniono o równania (5b). Ostatecznie po podstawieniu do równań (6) wyrażeń (5d) otrzymano cztery równania różniczkowe zwyczajne (8) o zmiennych ($\varphi, \Delta \zeta_k, v_\varphi, v_\zeta$), będące standardową postacią układu Runnego Kuty:

$$\begin{bmatrix} \frac{d\varphi}{dt} \\ \frac{d\Delta \zeta_k}{dt} \\ \frac{dv_\varphi}{dt} \\ \frac{dv_\zeta}{dt} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} v_\varphi \\ v_\zeta \\ f_{v_\varphi}(\varphi, \Delta \zeta_k, v_\varphi, v_\zeta) \\ f_{v_\zeta}(\varphi, \Delta \zeta_k, v_\varphi, v_\zeta) \end{bmatrix} \quad (8)$$

6. WPLYW DRGAŃ NA ORGANIZM CZŁOWIEKA

Wpływ drgań na organizm człowieka może być rozpatrywany w zależności od:

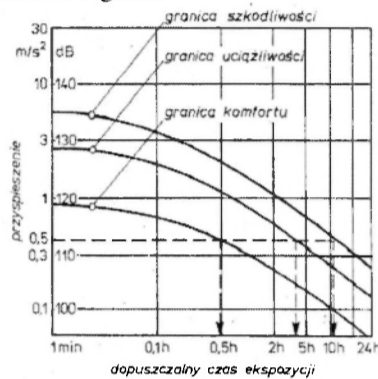
- wartości parametrów opisujących drgania (częstotliwości, amplitudy przemieszczeń, prędkości, przyspieszeń, przebiegu, czasu trwania...)
- miejsca przekazywania drgań na człowieka i pozycji odbioru
- indywidualnych cech fizjologicznych człowieka (wzrost, masa, budowa, wiek...)

Częstotliwość drgań własnych większości narządów wahają się w granicach 3 do 25 Hz. W przypadku gdy człowiek narażony jest na drgania, których częstotliwość zbliżona jest do drgań własnych poszczególnych narządów dochodzi do wystąpienia drgań rezonansowych. Drgania te wywołują duże przemieszczenia poszczególnych narządów doprowadzając do ich bólu, a nawet zerwania.[5]

Ocenę narażenia na drgania o działaniu ogólnym przeprowadzić można ze względu na wartość przyspieszeń określających:

- granicę szkodliwości,
- granicę uciążliwości
- granicę komfortu.[5]

Na rys. 7 przedstawiono podane w normie ISO wartości dopuszczalnych przyspieszeń w zależności od czasu narażenia na drgania.



Rys. 7. Wartości dopuszczalnych przyspieszeń [5]

LITERATURA

- [1] Doppelmayr A.: Warunki projektowania napowietrznych kolei jednolinowych o ruchu okrężnym. Kraków: Wyd AGH, 1997 r.
- [2] Tejszerska D.: Modelowanie i optymalizacja dynamiki wyciągów szybowych. Gliwice: Wyd. Pol. Śl., 2002 r.
- [3] Kucharski T.: Drgania mechaniczne. Rozwiązywanie zagadnień z MATHCAD-em. Warszawa: WNT, 2004 r.
- [4] Pang T.: Metody obliczeniowe w fizyce. Fizyka i Komputery. Warszawa: PWN, 2001 r.
- [5] Engiel Z.: Ochrona środowiska przed drganiami i hałasem. Warszawa: PWN, 1993 r.

ANALYSIS OF VIBRATIONS OF ROPEWAY CAUSED BY STARTING AND BRAKING AND INFLUENCE OF VIBRATION ON THE HUMAN BODY

Summary. The paper includes physical and mathematical model of dynamic system of ropeway. Described real object and influence vibration on the human body. In this article are describe method of equations system solving, which characterize dynamic of consider model.

Arkadiusz SZAREK, Instytut Obróbki Plastycznej, Inżynierii Jakości i Bioinżynierii,
Politechnika Częstochowska, Częstochowa

DETERMINANTY WPLYWAJĄCE NA DESTRUKCJĘ CEMENTU KOSTNEGO ŁĄCZĄCEGO KOŚĆ UDOWĄ Z ENDOPROTEZĄ

Streszczenie. Endoprotezy osadzone w kości udowej przy pomocy cementu kostnego są bardzo popularną metodą leczenia dysfunkcji biodra. Orientacyjnie przyjmuje się, że taki sposób mocowania trzpienia wykonuje się w około 60% alloplastyk. Obciążenia przenoszone z głowy endoprotezy stawu biodrowego na płaszcz cementowy oraz niewłaściwy sposób cementowania mogą doprowadzić do zniszczenia struktury cementu kostnego. Przeprowadzone badania pozwalają na wyznaczenie rozkładu naprężeń w warstwie cementu kostnego oraz określenie warunków cementowania i ich wpływ na trwałość polimetakrylanu metylu.

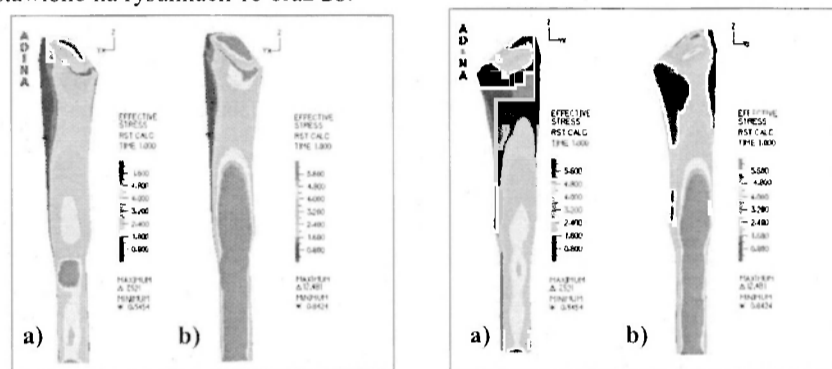
1. WSTĘP

Sposób mocowania endoprotez w kości udowej oraz rodzaj trzpienia ma znaczący wpływ zarówno na czas unieruchomienia pacjenta, rehabilitację, jak również na żywotność sztucznego stawu. W zależności od wieku oraz stanu kości udowej, lekarz ortopeda podejmuje decyzję o zastosowaniu odpowiedniego rodzaju endoprotezy. Zasadniczym podziałem w alloplastyce jest rozróżnienie na endoprotezy cementowe oraz bezcementowe. Podział ten wynika z techniki implantacji [12]. Podczas wszczepiania protez cementowych używa się cementu kostnego (PMMA), który po związaniu (6-8 minut) stanowi element spajający protezę z kością [3,5]. Na świecie znacznie więcej wszczepia się protez cementowych, orientacyjnie proporcje te wynoszą jak 6/4 [2]. Odpowiednie dopasowanie trzpienia cementowego do wielkości jamy szpikowej oraz właściwa grubość płaszcza cementowego ma istotny wpływ na trwałość połączenia kość – cement – implant [4]. Uważa się również, że nadmierna ilość cementu wpływa na wzrost maksymalnej temperatury polimeryzacji prowadząc do zmian martwiczych w kości [9]. Cement kostny po polimeryzacji jest bardzo kruchy, stąd jego skłonność do pęknięcia. Wytrzymałość PMMA na ściskanie wynosi 60 – 100 MPa i jest wystarczająca przy chodzeniu po wszczepieniu endoprotezy, jednak odporność na pęknięcie wyrażona jako współczynnik K_{IC} wynosi $1,2 \pm 0,1 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ [10].

2. CHARAKTER NAPRĘŻEŃ ZREDUKOWANYCH KOŚCI W OBSZARZE PŁASZCZA CEMENTU KOSTNEGO

W celu określenia wpływu warunków obciążenia oraz sposobu wypełniania jamy szpikowej opracowano model numeryczny kość – cement – implant. W obliczeniach numerycznych cement kostny zamodelowano jako element liniowo – sprężysty o izotropowych właściwościach wytrzymałościowych. Grubość warstwy cementu łącząca kość udową z endoprotezą zmieniała się zgodnie z założeniami [6,11]. W części bliższej kości

warstwa cementu wyniosła od 3÷5 [mm], w części dalszej w obszarze końca trzpienia 2÷3 [mm] [8]. W celu określenia wartości naprężeń w zależności od grubości warstwy cementu zamodelowano płaszcz cementowy cieńszy o połowę w stosunku do wartości sugerowanych w literaturze przedmiotu. Model dyskretny z elementów o kształcie sześciościennym typu 3D Solid. Dla PMMA o grubości zgodnej z danymi literaturowymi model opisano na 16640 elementach, przy zmniejszonej grubości cementu model opisano na 9340 elementach. Dla cementu kostnego przyjęto następujące właściwości mechaniczne: moduł Younga $E=0,24 \times 10^4$ [MPa], współczynnik Poissona $\nu = 0,3$ [7]. Badania numeryczne przeprowadzone zostały przy wykorzystaniu oprogramowania ADINA System 8.1 [1]. Siły obciążające głowę endoprotezy przyjęto dla pacjenta o ciężarze ciała $BW = 687$ [N]. Charakter oraz wielkość naprężeń zredukowanych $\sigma_{r,1}$ w obszarze płaszcza cementu kostnego o grubości 3÷5 [mm] części bliższej kości, oraz 2÷3 [mm] w części dalszej przedstawione zostały na rysunkach 1a oraz 2a. Charakter naprężeń zredukowanych $\sigma_{r,2}$ w warstwie cementu kostnego o grubości $\frac{1}{2}$ płaszcza cementu wyjściowego przedstawiono na rysunkach 1b oraz 2b.

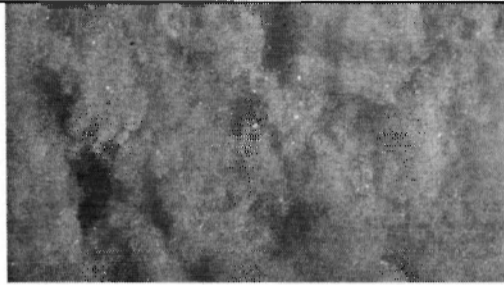


Rys. 1. Charakter naprężeń zredukowanych $\sigma_{r,1}$ w warstwie cementu kostnego
 a) grubość płaszcza cementowego zgodnie z literaturą przedmiotu
 b) warstwa cementu cieńsza o połowę od założeń literaturowych

Maksymalna wartość naprężeń zredukowanych w obszarze cementu o grubości sugerowanej w literaturze wynosi $\sigma_{r,1} = 7,521$ [MPa], podczas gdy zmniejszenie grubości cementu o połowę powoduje wzrost wartości naprężeń do $\sigma_{r,2} = 12,481$ [MPa], co stanowi 166% $\sigma_{r,1}$.

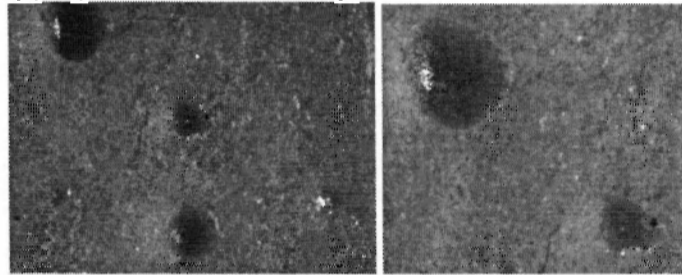
3. WPLYW TECHNIKI CEMENTOWANIA NA JEDNORODNOŚĆ CEMENTU

Kolejnym czynnikiem mającym znaczący wpływ na żywotność cementu kostnego jest sposób i dokładność wprowadzania cementu kostnego do jamy szpikowej. Ze względu na skurcz polimeryzacyjny grubość płaszcza cementowego może ulec nieznacznej zmianie. Niedokładne wypełnienie jamy szpikowej powoduje powstanie nierównomierności i niejednorodności cementu kostnego. Wprowadzenie cementu do jamy szpikowej pod zbyt małym ciśnieniem może doprowadzić do niewłaściwej kompensacji cementu oraz powstania niejednorodnej struktury płaszcza cementowego (rys. 2).



Rys.2. Niejednorodna struktura cementu kostnego powiększenie 10x

Nieprawidłowy proces mieszania polimeru i monomeru oraz niewłaściwe warunki polimeryzacji mogą doprowadzić do powstania związków lotnych i zagazowania masy cementowej. Powstałe związki lotne podczas polimeryzacji powodują tworzenie się „pustych” pęcherzy w obszarze płaszcza PMMA (rys. 3), które podczas wprowadzenia naprężeń mogą doprowadzić do pęknięcia i zniszczenia warstwy cementu.



Rys.3. Pęcherze gazowe wewnątrz PMMA powiększenie 10x

Wielkość oraz umiejscowienie pęcherzy gazowych jest trudne do określenia i wyeliminowania, przez co powstanie pęknięć między pęcherzami gazowymi jest bardzo prawdopodobne. Należałoby jednocześnie określić, jakie pierwiastki lotne powodują powstanie bąbli gazowych i jaki jest ich wpływ na organizm ludzki.

4. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań numerycznych oraz doświadczalnych określono zasadnicze czynniki mające znaczący wpływ na okres użytkowania cementu kostnego. Pierwszym czynnikiem mającym decydujący wpływ na jednorodność struktury cementu jest właściwy proces przygotowania masy cementowej oraz wprowadzenie cementu do jamy szpikowej pod ciśnieniem, które pozwoli na utworzenie jednorodnej, monolitycznej struktury płaszcza cementowego. Kolejnym istotnym parametrem jest właściwe przygotowanie masy cementowej. Prawidłowe połączenie polimerowego proszku i płynnego monomeru pozwala na wyeliminowanie pęcherzy gazowych. Zarówno nierównomierna struktura wewnętrzna cementu jak i bąble gazowe będą powodować kumulację naprężeń podczas pracy cementu kostnego, skutkiem czego może być powstawanie mikropęknięć oraz wykruszanie się drobin cementu i jego migracja do organizmu. W przypadku uzyskania jednorodnej struktury cementu kolejnym czynnikiem mogącym doprowadzić do szybszego zniszczenia cementu jest grubość warstwy PMMA łączącej endoprotezę z kością. Zbyt cienka warstwa cementu kostnego powoduje znacznie większe naprężenia cementu, podczas gdy w zbyt grubej

warstwie zwiększa się możliwość powstania zagazowanych obszarów wewnątrz cementu oraz drastycznie wzrasta temperatura polimeryzacji.

LITERATURA

- [1] ADINA: Theory and Modeling Guide, Adina R & D, INC. 1997.
- [2] Będziński R.: Biomechanika Inżynierska Zagadnienia Wybrane, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [3] Daniels A.U. et al. – Freeze – arrested polymerisation of PMMA bone cement. Biomed. Mat. Res. Symp. Trans., 2, 1978, 120-121.
- [4] Jabłoński T., Scrafin J., Kowalski M.: Analiza porównawcza endoprotezoplastyki cementowej i bezcementowej biodra w aspekcie obluźniania aseptycznego, Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska 1996, Vol. LXI, Suppl. 3A, s. 107-113.
- [5] Lee H.B., Turner D.T. – Temperature control of bone cement addition of crystalline monomer. I. Biomed. Mat. Res., 11, 1977, 671-676.
- [6] Lennon A. B., Prendergast P. J.: Residual stress due to curing can initiate damage in porous bone cement: experimental and theoretical evidence, Journal of Biomechanics 2002, Vol. 35, s. 311-321.
- [7] Lennon A. B., Prendergast P. J.: Residual stress due to curing can initiate damage in porous bone cement: experimental and theoretical evidence, Journal of Biomechanics 2002, Vol. 35, s. 311-321.
- [8] Mann K.A., Bartel D.L., Wright T.M., Burstein A.H.: Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: a more realistic model. J. Biomech. 28 (9) (1995) 1067-1078.
- [9] McCormack B.A.O., Prendergast P.J.: Microdamage accumulation In the cement layer of hip replacement under flexural loading. Journal of Biomechanics 1999, Vol. 32, s. 467-475.
- [10] Saito M. et al. – Experimental Studies of a new bioactive bone cement: hydroxyapatite composite resin. Biomaterials, 15, 1994, 156-160.
- [11] Syfried A., Rapała K., Wit A.: Patobiomechanika chodu w uszkodzeniu stawu kolanowego, Biology of Sport 1998, Vol. 15, Suppl. 8.
- [12] Tom J.J.H., Slooff B., Schreurs W.: Cementowa protezoplastyka rewizyjna stawów biodrowych z użyciem ubijanych, allogennych gąbczastych przeszczepów kości, Oddział Ortopedii Szpitala Uniwersyteckiego Sint Radboud, Nijmegen, Holandia. [W:] Protezoplastyka stawów biodrowych, pod red. Krzysztofa Modrzewskiego, Lublin 2000, s. 14.

DETERMINANTS WHICH AFFECT THE DESTRUCTION OF BONE CEMENT CONNECTING FEMORAL BONE WITH PROSTHESIS

Summary. Prosthesis set in femoral bone by means of bone cement are a very popular method of hip malfunction treatment. It is estimated that this type of stem fixation is used for ca. 60% of alloplasty surgeries. Load transferred from the hip joint prosthesis head to cement layer and improper method of cementing may lead to destruction of the structure of bone cement. The investigations enable the stress distribution to be assessed in bone cement layer as well as to determine cementing conditions and their effect on durability of polymethylmethacrylate.

Arkadiusz SZAREK, Instytut Obróbki Plastycznej, Inżynierii Jakości i Bioinżynierii,
Politechnika Częstochowska, Częstochowa

OCENA RÓŻNIC OBCIĄŻENIA KOŚCI UDOWEJ PO IMPLANTACJI ENDOPROTEZY CEMENTOWEJ I BEZCEMENTOWEJ

Streszczenie. W badaniach zaprezentowane zostaną różnice w naprężeniach kości udowej po implantacji endoprotezy stawu biodrowego. Do badań przyjęto dwa rodzaje trzpieni, różniących się od siebie zarówno geometrią jak i sposobem mocowania. Przeprowadzone badania pozwalają na określenie zjawisk zachodzących w obszarze kości udowej z wszczepionym trzpieniem oraz prognozować miejsca powstania ubytków kostnych. Weryfikacja badań numerycznych została dokonana przez analizę wyników badań klinicznych pacjentów po całkowitej alloplastyce stawu biodrowego.

1. WSTĘP

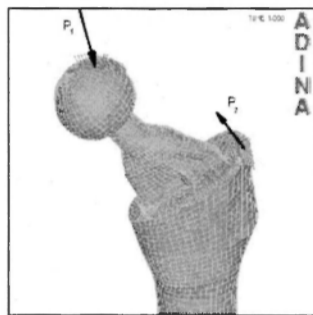
Wyniki kliniczne całkowitej cementowej i bezcementowej protezoplastyki stawów biodrowych ulegają pogorszeniu z różnych przyczyn w miarę upływu czasu. Większość niepowodzeń jest skutkiem aseptycznego obłuzowania, czyli powolnego, lecz postępującego procesu, często współistniejącego z ubytkiem kostnym [16]. Przyczyną procesów powodujących obłuzowanie protezy jest szereg ciągle jeszcze nie w pełni poznanych czynników [3], ale na pewno decydujący wpływ na tak niekorzystne zjawiska mają siły w stawie biodrowym, powodujące znaczne odkształcenia i naprężenia w układzie kość – implant [5]. Pomimo wielu rozwiązań konstrukcyjnych endoprotez stawu biodrowego istniejących na rynku nie ma obecnie opracowanych kryteriów doboru trzpieni na stan odkształceń i naprężeń występujących w kości. Znane są już kryteria kliniczne dobrze przeprowadzonej alloplastyki stawu biodrowego, brak jest jednak powiązania ich z kryteriami biomechanicznymi [6]. Rozwój biomechaniki inżynierskiej stworzył duże możliwości w zakresie badań dotyczących układu kostno - stawowego człowieka, a tym samym wpłynął na znaczące sukcesy w chirurgii ortopedycznej. Wykorzystanie nowych technologii badawczych i leczniczych, w tym systemów wspomaganych komputerowo, jest w chwili obecnej nieodzownym warunkiem uzyskania poprawy jakości zabiegów protezoplastyki [17]. Dalszy rozwój totalnej alloplastyki stawu biodrowego jest więc uzależniony od dostosowania właściwości fizyko-mechanicznych endoprotez do anatomicznych i fizjologicznych wymogów tkanki kostnej. Podstawowym założeniem jest zaprojektowanie takich modeli implantów, które nie będą generowały naprężeń wywołujących zanik kostny i inicjowały tym samym ich obłuzowanie. Jedną z możliwości oceny typów endoprotez oraz technik ich mocowania jest realizacja badań na modelach symulujących warunki występujące w organizmie człowieka [10].

2. CHARAKTER ROZKŁADU NAPRĘŻEN ZREDUKOWANYCH KOŚCI UDOWEJ PRAWIDŁOWEJ I PO CAŁKOWITEJ ALLOPLASTYCE BIODRA

W oparciu o dane dotyczące geometrii kości [8], przy użyciu komercyjnego oprogramowania Mechanical Desktop, zaprojektowano zarys kości gąbczastej i kości korowej. Geometria trzpieni przyjętych do badań opracowana została na podstawie danych otrzymanych po zeskanowaniu rzeczywistego trzpienia na współrzędnościowej maszynie pomiarowej. Model geometryczny oraz model dyskretny zostały zbudowane przy użyciu interfejsu programu ADINA [1].

2.1. Model obciążenia

W modelu obciążenia uwzględniono oddziaływanie sił zewnętrznych, które przyłożono na powierzchni głowy kości udowej (głowy endoprotezy) oraz siłę mięśni odwodzących, którą przyłożono do powierzchni krętarza większego zgodnie z rys 1.



Rys.1. Model obciążenia stawu biodrowego

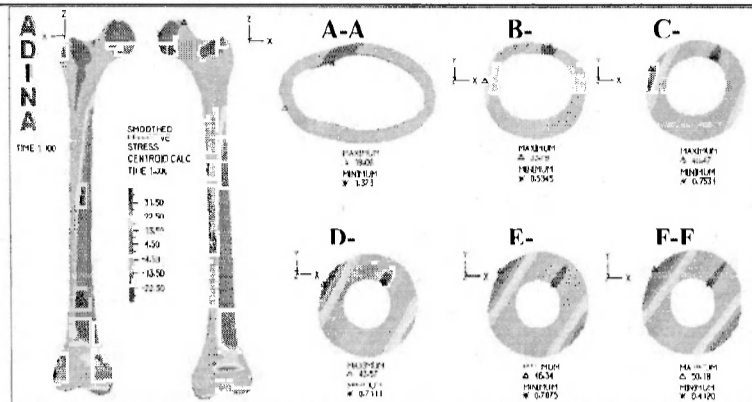
Przyjęto, że ciężar ciała BW (Body Weight) = 687 [N], stąd wartości sił obciążających układ wynosiły odpowiednio $P_1 = 2,47\% \text{ BW}$ (1697 [N]), oraz $P_2 = 1,55\% \text{ BW}$ (1065 [N]).

Zamocowanie kości odbyło się przez odebranie stopni swobody na kłykciach kości udowej w stawie kolanowym.

2.2. Charakter naprężeń zredukowanych kości udowej prawidłowej

Cechy geometryczne tej kości odwzorowano na podstawie modelu „Standardized Femur” [X]. Kość zamodelowana została jako element o właściwościach mechanicznych liniowo – sprężystych, izotropowy, składający się z dwóch rodzajów materiałów, o parametrach wytrzymałościowych określonych w literaturze [9, 14, 18]. Dla kości korowej przyjęto - moduł Younga $E = 1,68 \times 10^4$ [MPa] oraz współczynnik Poissona $\nu = 0,3$, podczas gdy dla kości gąbczastej moduł Younga $E = 1,1 \times 10^3$ [MPa], współczynnik Poissona $\nu = 0,4$. W celu prezentacji wyników badań numerycznych dokonano przekrojów kości płaszczyzną czołową. Charakter oraz wielkość naprężeń zredukowanych σ_{sr} [MPa] w warstwie kości korowej kości udowej prawidłowej przedstawia rysunku 2.

Jak wynika z prezentowanych wyników obliczeń maksymalna wartość naprężeń $\sigma_{\text{sr}} = 50,18$ [MPa] i znajduje się po stronie przyśrodkowej kości na wysokości przekroju poprzecznego F-F. W obszarze krętarza mniejszego w VII strefie Gruena minimalna wartość naprężeń wynosi $\sigma_{\text{sr}} = 19,06$ [MPa].



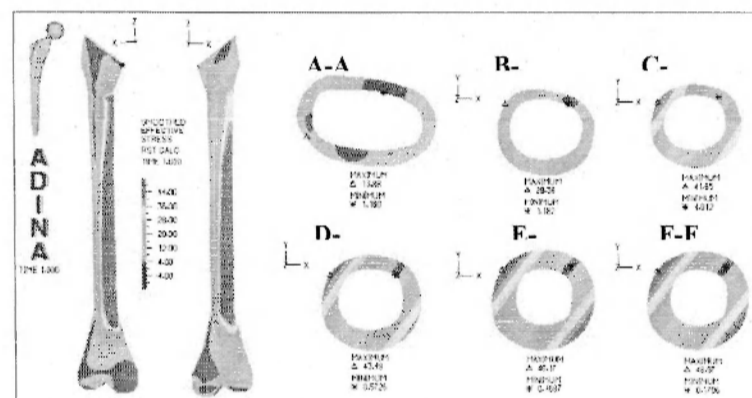
Rys.2. Rozkład naprężeń zredukowanych σ_{zr} [MPa] kości anatomicznie prawidłowej

2.3. Charakter naprężeń zredukowanych kości udowej po implantacji endoprotezy bezcementowej typu BiContact

Właściwości materiałowe przyjęte do opracowania modelu numerycznego układu kość – implant z zastosowaniem endoprotezy bezcementowej typu Bicontact zostały przyjęte zgodnie z literaturą [2, 13]:

- Ti6Al4V, dla którego przyjęto moduł Younga $E = 1,1 \times 10^5$ [MPa],
- Ti6Al4V, dla którego przyjęto współczynnik Poissona $\nu = 0,3$.

Charakter oraz wielkość naprężeń zredukowanych σ_{zr} występujących w korowej części kości z zaimplantowanym trzpieniem BiContact przedstawia rysunek 3.



Rys.3. Rozkład naprężeń zredukowanych σ_{zr} [MPa] kości z zaimplantowanym trzpieniem BiContact

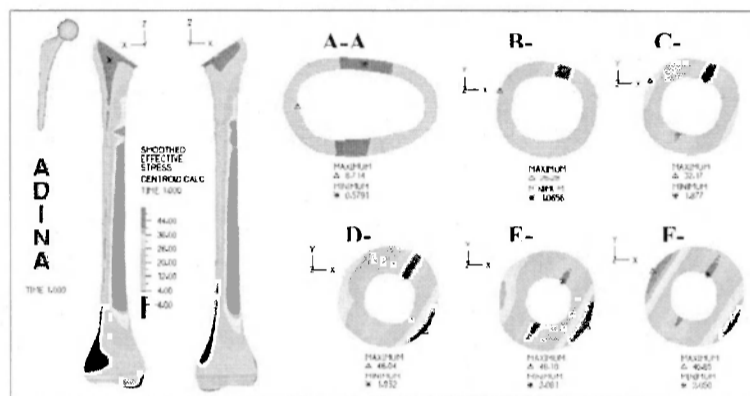
Z prezentowanych wyników obliczeń wynika, że w obszarze krętarza mniejszego na wysokości VII strefy Gruena w korowej części kości z wszczepionym trzpieniem BiContact dochodzi do spadku wartości naprężeń o $\sim 30\%$, a ich wartość w tym miejscu wynosi $\sigma_{zr \max} = 13,80$ [MPa]. Największe naprężenia zredukowane $\sigma_{zr \max} = 48,97$ [MPa] zaobserwowano na wysokości przekroju F-F.

2.4. Charakter naprężeń zredukowanych kości udowej po implantacji endoprotezy cementowej typu Centrament

W przypadku modelu numerycznego kość–cement–implant, konieczne było zamodelowanie warstwy cementu kostnego występującego pomiędzy kością a trzpieniem. Grubość warstwy cementu zmieniła się zgodnie z założeniami literaturowymi. W części bliższej kości warstwa cementu wyniosła od 3÷5 [mm], w części dalszej w obszarze końca trzpienia 2÷3 [mm]. Właściwości materiałowe przyjęte do opracowania modelu numerycznego układu kość–cement–implant z zastosowaniem trzpienia cementowego typu Centrament przyjęto zgodnie z [2, 12, 13], oraz dla cementu kostnego [11] są następujące:

- CoCrMo, moduł Younga $E = 2,0 \times 10^7$ [MPa], współczynnik Poissona $\nu = 0,3$
- Cement kostny, moduł Younga $E = 0,24 \times 10^4$ [MPa], oraz $\nu = 0,3$.

Charakter oraz wielkość naprężeń zredukowanych σ_{zr} kości udowej po implantacji endoprotezy cementowej typu Centrament przedstawia rysunek 4.



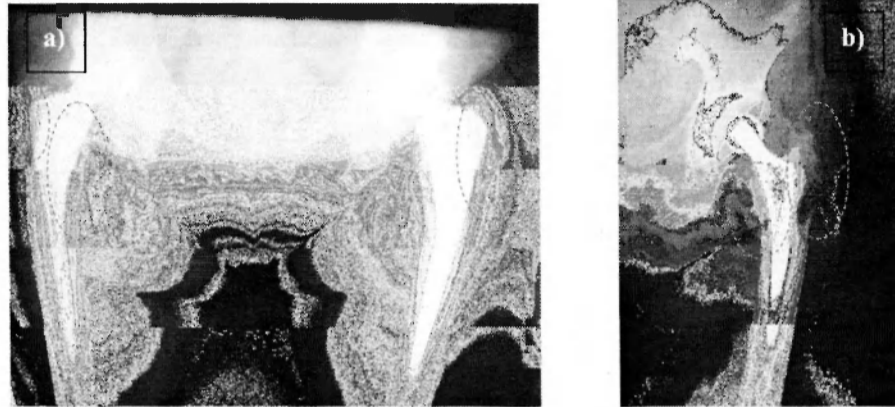
Rys.4. Rozkład naprężeń zredukowanych σ_{zr} [MPa] kości z zaimplantowanym trzpieniem Centrament

Dla rozpatrywanego układu kość – cement – implant zaobserwowano znaczny spadek wartości naprężeń zredukowanych σ_{zr} dla obszaru kości udowej od przekroju poprzecznego A-A do przekroju E-E w stosunku do naprężeń występujących w kości udowej prawidłowej. Widoczny jest również gwałtowny wzrost naprężeń przekraczający wartości naprężeń kości prawidłowej w płaszczyźnie E-E. Wartość naprężeń wynosi tam $\sigma_{zr} = 48,18$ [MPa], co stanowi ~104% wartości naprężeń występujących w kości prawidłowej.

3. WERYFIKACJA BADAŃ NUMERYCZNYCH I KLINICZNYCH

Na podstawie danych uzyskanych dzięki współpracy z Oddziałem Ortopedii i Chirurgii Urazowej Wojewódzkiego Szpitala Specjalistycznego im. Najświętszej Marii Panny w Częstochowie dokonano weryfikacji wyników badań numerycznych o badania kliniczne. Uwzględniając, że tkanka kostna podlega ciągłemu procesowi wzrostu, umocnienia, osłabienia, mineralizacji i demineralizacji dostosowując się do panujących warunków obciążenia [4, 15] oraz że teoria wewnętrznych przeobrażeń odnosi się do zmiany

wymiarów kości, w wyniku wchłaniania i odkładania się materiału kostnego na zewnętrznej powierzchni kości, która uwarunkowana jest zmianami odkształceń (naprężeń) [4, 7], można przyjąć, iż w miejscach gdzie dochodzi do spadku naprężeń kości powstaną ubytki kostne zauważalne na zdjęciach RTG. Dokonano oceny zdjęć RTG pacjentów po endoprotezoplastyce biodra protezami typu BiContact (rys. 5a.) oraz Centrament (rys.5b).



Rys. 5. Radiogram stawu biodrowego po implantacji
a) trzpień typu BiContact odwapnienia w obszarze VI, V oraz I strefy Gruena
b) odwapnienia w obszarze VI i VII strefy Gruena oraz III strefy De Lee

4. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Badania numeryczne poparte analizą zdjęć RTG pacjentów po totalnej alloplastyce stawu biodrowego wybranymi rodzajami trzpieni dowodzą, iż charakter przenoszenia obciążeń z trzpienia na kość ma znaczący wpływ na miejsce powstania ubytków kostnych. Dla całego analizowanego obszaru kości można stwierdzić, że charakter oraz wielkość naprężeń kości udowej po alloplastyce ulega zmianie. Wprowadzenie do kości trzpienia powoduje usztywnienie kości i spadek naprężeń w tym obszarze. Im mniejsza powierzchnia usztywnienia kości tym mniejszy obszar, w którym dochodzi do odwapnień kostnych. Znaczący wpływ na charakter przenoszonych naprężeń ma również rodzaj materiału, z jakiego wykonano trzpień, dlatego przy projektowaniu endoprotez należy uwzględnić zarówno sposób mocowania jak również obszar styku kości z implantem, sztywność trzpienia oraz kształt endoprotezy.

LITERATURA

- [1] ADINA: Theory and Modeling Guide, Adina R & D, INC. 1997.
- [2] Akahori T., Niinomi M.: Fracture characteristic of fatigued Ti-6Al-4V ELI as an implant material, Materials Science and Engineering 1998, A2 43, s. 3, 237-243.
- [3] Amsutz H.C., Grogoris P., Dorey F.J.: Evolution and future of surface replacement of the hip, Journal Orthop. Scj. 1998, Vol. 3, No 3, s. 169-186.
- [4] Będziński R.: Biomechanika Inżynierska Zagadnienia Wybrane, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [5] Bernakiewicz M.: Analiza stanu odkształceń kości udowej, Biology of Sport 1998, Vol. 15, Kokotek k. Lublińca 14 – 16.09.1998, s. 189.

- [6] Dragan Sz.: Badania nad wpływem konstrukcji trzpieni endoprotezy bezcementowej i rozkładu sił w kości udowej pod wpływem obciążeń na zaburzenie pierwotnej stabilności, rozprawa doktorska, AM, Warszawa 1992.
- [7] Hert J., Petryl M., Fiala P.: Compacta architecture of the long bones in man, Proc. 4th International Conference „Biomechanics of Man '92”. Smilow. Czechoslovakia 1992. str. 22-24.
- [8] Istituto Ortopedii Rizzoli w Bolonii projekt badawczy PROMETEO.
- [9] Krześciński G., Zagrajek T.: Modelowanie własności mechanicznych kości, *Biology of Sport* 1997, Vol. 17, Suppl. 8, s. 238-243.
- [10] Kusz D.: Zastosowanie badania densytometrycznego w ocenie wyników endoprotezoplastyk stawu biodrowego z uwzględnieniem komputerowej symulacji rozkładów naprężeń w tkance kostnej okołoprotezowej, rozprawa habilitacyjna, Śląska Akademia Medyczna w Katowicach, Katowice 1998.
- [11] Lennon A. B., Prendergast P. J.: Residual stress due to curing can initiate damage in porous bone cement: experimental and theoretical evidence, *Journal of Biomechanics* 2002, Vol. 35, s. 311-321.
- [12] Łaskawiec J., Michalik R.: Zagadnienia teoretyczne i aplikacyjne w implantach. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
- [13] Marciniak J.: Biomateriały, Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
- [14] Reilly D.T., Burstein A.H.: The mechanical properties of cortical bone, *The Journal of Bone and Joint Surgery* 1974, Vol. 56-A, No. 5, s. 1001-1022.
- [15] Ryniewicz A.M.: Biotribologiczna struktura stawu biodrowego człowieka, *Mechanika w Medycynie*, Rzeszów 1998, s. 211-222.
- [16] Syfried A., Rąpała K., Wit A.: Patobiomechanika chodu w uszkodzeniu stawu kolanowego, *Biology of Sport* 1998, Vol. 15, Suppl. 8.
- [17] Wall A., Dragan Sz.: Postęp chirurgii ortopedycznej w aspekcie rozwoju biomechaniki, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 1999, Vol. 1, Suppl. 1, s. 209-216.
- [18] Witz D.Ch., Schiffers N., Pandorf T., Radermaher K., Weichert D., Forst R.: Clinical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur, *Journal of Biomechanics* 2000, Vol. 33, s. 1325-1330.

ASSESSMENT OF DIFFERENT IN LOAD IN FEMORAL BONE AFTER CEMENT AND NON-CEMENT PROSTHESIS IMPLANTATION

Summary. The investigations present differences in femoral bone stress after implantation of hip joint prosthesis. Two types of stems have been used for the tests. They differ from each other both with geometry and fixation pattern. The investigations enable the phenomena which occur in femoral bone area with implanted stem to be assessed and the locations of bone defects to be predicted. Verification of numerical tests has been performed by means of analysis of clinic trials after total alloplasty of hip joint.

Ewelina ŚCIBSKA, Robert PYREK, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechniki Śląskiej w Gliwicach
Agata GUZIK, Jacek JURKOJC, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Krzysztof CZAPLA, Ośrodek Sportu przy Politechnice Śląskiej

OCENA SPRAWNOŚCI I CECH MOTORYCZNYCH STUDENTÓW POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ W OPARCIU O POMIARY MAKSYMALNYCH MOMENTÓW SIŁ MIĘŚNIOWYCH KOŃCZYNY DOLNEJ

Streszczenie: W referacie zostały przedstawione wyniki badań maksymalnych momentów sił mięśniowych stawu kolanowego w warunkach skurczu izometrycznego. Badania zostały przeprowadzone na grupie studentów Politechniki Śląskiej.

1. WSTĘP

Od kilku lat obserwuje się wzrost zainteresowania ludzi swoim zdrowiem i poprawą swojej kondycji ruchowej jako naturalnego sposobu przeciwdziałania narastającemu postępowi chorób cywilizacyjnych. Coraz szersze grono wielbicieli zyskuje nie tylko takie dziedziny sportu jak siatkówka, piłka ręczna – możliwe że jest to związane z ostatnimi sukcesami naszej reprezentacji w tych dyscyplinach - ale i tradycyjne formy wypoczynku jak np. jazda na rowerze. Wraz ze wzrostem naszej aktywności ruchowej a zarazem naszej sprawności poprawia się nasze samopoczucie i jakość życia.

Badania sprawności stwarzają możliwość do określenia stopnia rozwoju aktywności fizycznej w różnych grupach wiekowych, dyscyplinach sportu, populacjach. Uzyskane wyniki odzwierciedlają warunki życia osoby testowanej, mogą również dostarczyć nam informacji o stanie zdrowia osoby testowanej, gdyż sprawność kondycyjna ma ścisły związek z „ogólnym” zdrowiem organizmu.[1,2]

2. PRZEBIEG BADAŃ

2.1. Ćwiczenia oporowe

Funkcją mięśni jest wprowadzenie poszczególnych części ciała w ruch lub utrzymanie ich w równowadze. Ruch w stawie wywołwany jest przez całą grupę mięśni. Mięśnie współdziałające razem podczas ruchu nazywane są synergistycznymi (współdziałającymi). Ponieważ mięśnie mogą działać tylko na zasadzie skurczu, to aby w danym stawie możliwy był ruch w obu kierunkach, muszą być również mięśnie wywołujące ruchy przeciwne (np. zginacze i prostowniki). Takie grupy mięśni nazywane są mięśniami antagonistycznymi.

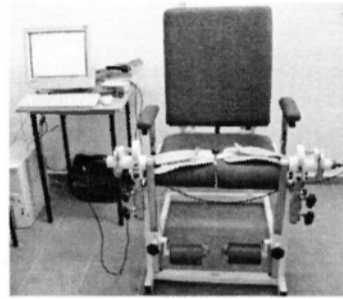
Działanie mięśnia jest możliwe dzięki impulsowemu pobudzeniu włókien mięśniowych z układu nerwowego. Skurcz inicjowany jest poprzez bodziec elektryczny przenoszony przez włókna nerwowe z układu nerwowego do mięśnia.

Pomiaru momentu sił mięśniowych dokonuje się w warunkach skurczu izometrycznego mięśnia (charakteryzuje się wzrostem napięcia mięśnia bez zmiany jego długości). Pobudzony mięsień moment maksymalny uzyskuje dopiero po pewnym czasie od pobudzenia.

Ćwiczenia oporowe mogą być wykonywane z wykorzystaniem oporu elastycznego (taśmy, gumy, rzemienie), lub nieelastycznego.

2.2. Stanowisko badawcze

Fotel do ćwiczeń oporowych znajdujący się w Ośrodku Sportu i Rekreacji Politechniki Śląskiej wykorzystuje zasadę oporu nieelastycznego. Fotel jest przeznaczony do ćwiczeń oporowych kończyn dolnych i górnych. Stanowisko do badań przedstawiono na rysunku 1. Badanie kończyny dolnej wykonano w pozycji siedzącej.



Rys. 1. Stanowisko badawcze

Stanowisko pomiarowe składa się z fotela do ćwiczeń oporowych, karty wideo i komputera z oprogramowaniem pozwalającym na rejestrowanie i przetwarzanie wyników pomiarów.

Stanowisko pomiarowe składa się z następujących elementów:

- tensometryczny przetwornik momentu siły, znajdujący się w obudowie stalowej,
- dźwignia podziału,
- element oporujący,
- podziałka kątowa,
- gniazdo do podłączenia przewodu.

Element oporujący oraz dźwignia z podziałką mają możliwość regulacji tak, aby możliwe było dostosowanie osi obrotu urządzenia do osi obrotu w stawie.

2.3. Metoda badawcza

Badaniu zostały poddane zginacze i prostowniki stawu kolanowego. Badano maksymalne momenty osiągane przez ww. grupy mięśni dla nogi prawej i lewej. Pomiaru wykonano dla kątów: 15°, 30°, 45° dla zginaczy i 45°, 60°, 75° dla prostowników. W zakresie tych kątów badane grupy mięśni osiągają najwyższe momenty.

Pomiaru momentów sił mięśniowych dokonano wykorzystując właściwości dźwigni oraz warunki równowagi płaskiego dowolnego układu sił. Badania zostały przeprowadzone w warunkach skurczu izometrycznego.

2.4. Materiał badawczy

W badaniach udział wzięło 209 studentów i studentek pierwszego roku różnych wydziałów Politechniki Śląskiej. W poniższej tabeli przedstawiono średnie cechy osób biorących udział w badaniu.

Tabela 1. Średnie dane osób biorących udział w badaniach w odniesieniu do poszczególnych wydziałów

Lp.	Wydział	Płeć [K/M]	Ilość osób badanych	Średni wzrost [cm]	Średnia waga [kg]	Średni wiek [lat]
1	AEI	K	6	168±3	58±5	20±0,4
		M	52	179±7	73±9	20±0,4
2	Chemiczny	K	24	167±6	59±9	20±0,5
		M	5	187±8	73±8	20±0,4
3	Elektryczny	M	34	180±5	76±11	21±0,6
		K	22	166±7	59±14	20±0,0
4	OiZ	M	19	180±5	74±10	20±0,3
		K	6	177±7	71±10	20±0,4
6	GiG	K	8	164±6	56±6	20±0,4
		M	10	181±5	82±9	20±0,7
7	Architektura	K	5	170±9	60±9	20±0,0
		M	18	182±7	73±10	20±0,7
8	Wszyscy uczestnicy	K	65	168±2	59±1	20±0,0
		M	144	181±4	74±2	20±0,5
		Razem	209	176±8	68±8	20±0,4

2.5. Przedstawienie wyników badań

Średnie wartości maksymalnych momentów sił mięśniowych stawu kolanowego w warunkach skurczu izometrycznego przedstawiono w poniższych tabelach. Wyniki pomiarów w poniższych tabelach są w Nm.

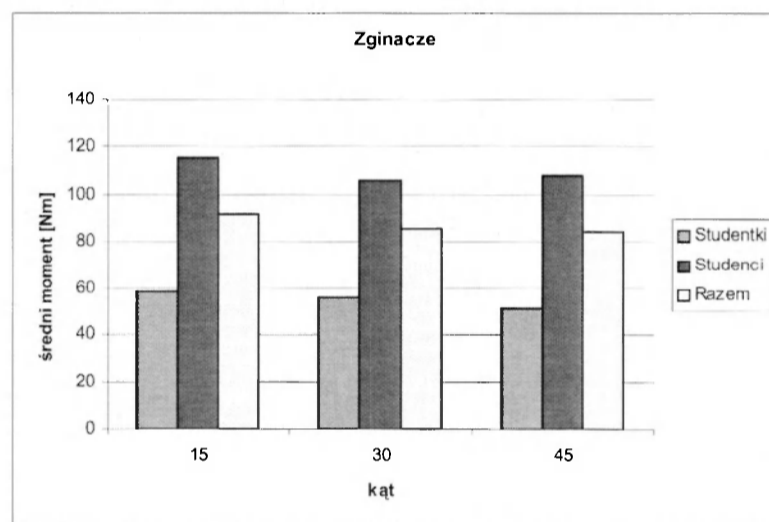
Tabela 2. Maksymalny moment sił mięśniowych zginaczy stawu kolanowego

Wydział	Płeć [K/M]	Zginacze stawu kolanowego					
		Prawa noga			Lewa noga		
		15°	30°	45°	15°	30°	45°
AEI	K	59±16	58±14	52±11	61±17	58±14	56±16
	M	113±32	108±28	106±27	110±30	109±30	104±29
Chemiczny	K	60±16	59±13	54±16	59±20	58±18	54±16
	M	120±30	128±20	119±23	119±20	118±24	112±19
Elektryczny	M	115±37	112±34	106±33	105±39	102±38	99±36
OiZ	K	48±17	48±20	43±14	48±14	44±16	42±17
	M	104±23	106±26	106±36	102±27	101±30	99±30
MF	M	108±21	108±20	96±13	109±14	105±19	103±24
GiG	K	53±24	48±20	39±18	44±12	41±14	38±15
	M	132±40	129±35	129±38	143±43	136±39	136±34
Arch	K	71±31	68±31	58±25	70±37	65±40	61±36
	M	120±27	120±28	104±26	118±31	106±20	103±22
Wszyscy uczestnicy	K	59±7	57±	50±7	58±10	55±9	51±9
	M	117±10	116±11	108±12	115±15	97±25	107±15
	Razem	93±30	92±31	84±32	91±32	79±37	84±32

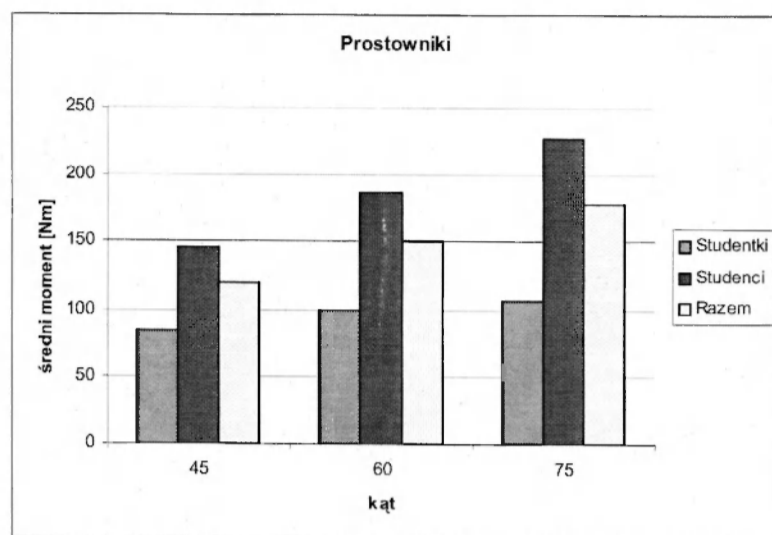
Tabela 3. Maksymalny moment sił mięśniowych prostowników stawu kolanowego

Wydział	Płeć [K/M]	Prostowniki stawu kolanowego					
		Prawa noga			Lewa noga		
		45°	60°	75°	45°	60°	75°
AEI	K	89±14	101±17	110±19	89±17	99±20	104±21
	M	140±26	186±37	234±50	129±33	167±47	210±58
Chemiczny	K	92±24	109±29	112±32	87±27	104±32	116±37
	M	153±24	201±47	257±50	147±23	190±23	225±52
Elektryczny	M	154±37	202±47	255±62	145±37	182±49	229±63
OiZ	K	82±22	95±24	103±24	73±26	88±33	88±31
	M	154±35	192±60	224±67	147±42	184±52	216±67
MF	M	135±17	174±30	188±40	123±27	149±33	189±41
GiG	K	75±24	90±16	96±22	82±31	83±36	83±31
	M	188±19	250±48	300±61	177±29	233±49	292±59
Arch	K	87±44	110±57	126±46	81±35	101±51	102±51
	M	142±32	187±44	230±77	143±33	173±48	208±73
Wszyscy uczestnicy	K	85±7	102±8	112±11	83±5	96±8	101±12
	M	150±18	196±26	237±30	142±17	179±27	221±35
	Razem	123±35	157±40	185±50	118±33	145±47	171±49

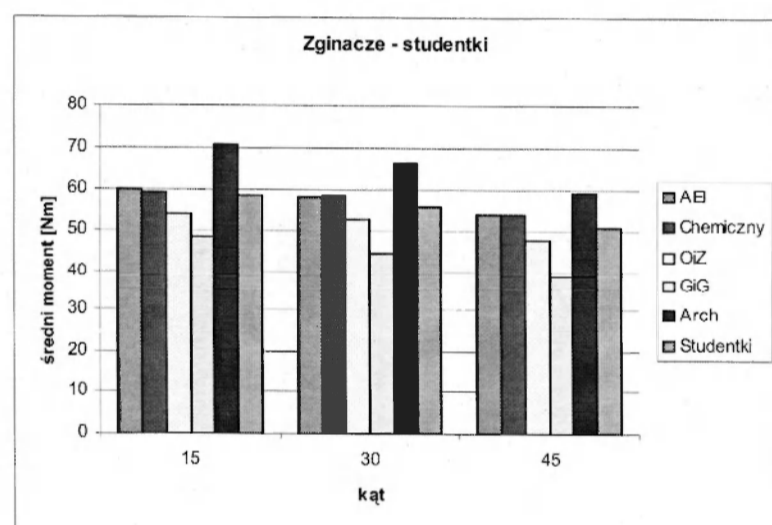
3. ANALIZA WYNIKÓW BADAŃ



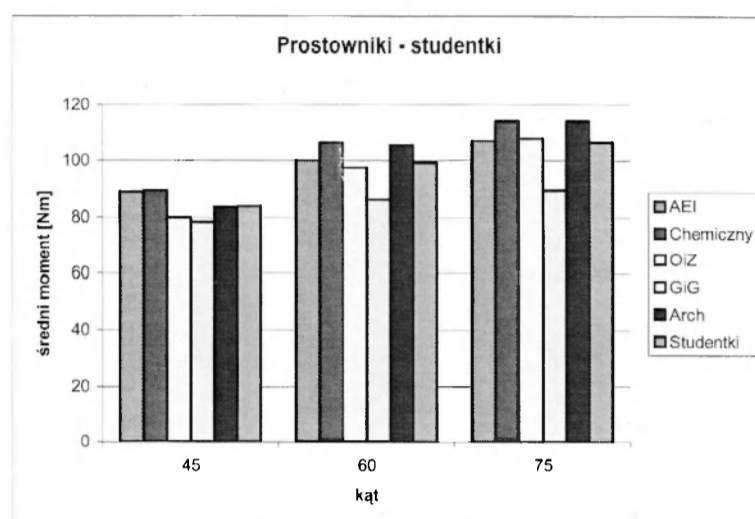
Rys. 2. Średnie maksymalne momenty sił mięśniowych zginaczy stawu kolanowego w zależności od kąta w stawie kolanowym



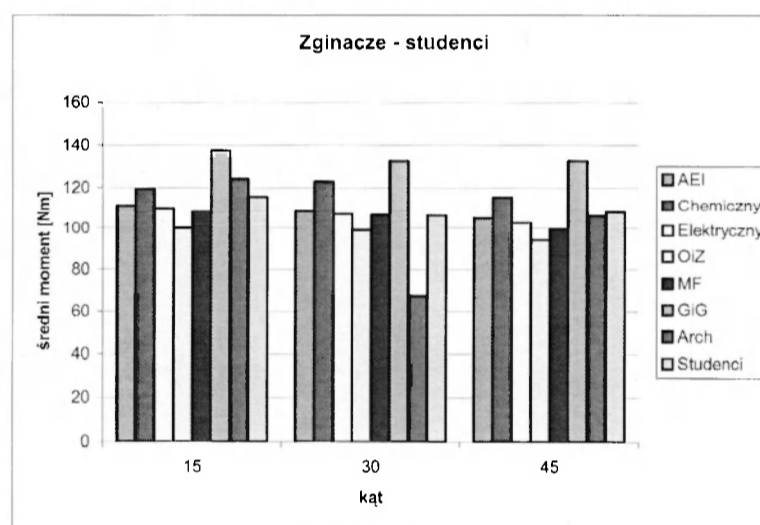
Rys. 3. Średnie maksymalne momenty sił mięśniowych prostowników stawu kolanowego w zależności od kąta w stawie kolanowym



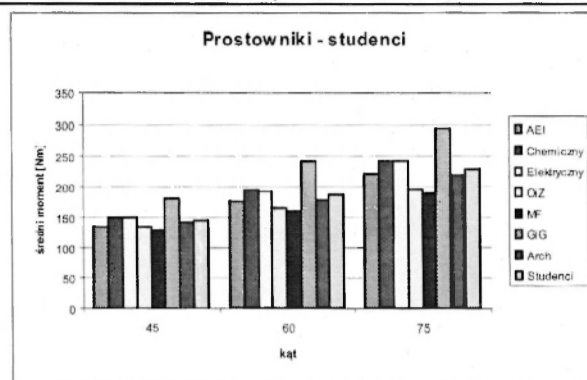
Rys. 4. Średnie maksymalne momenty sił mięśniowych zginaczy stawu kolanowego badanych studentek poszczególnych wydziałów



Rys. 5. Średnie maksymalne momenty sił mięśniowych prostowników stawu kolanowego badanych studentek poszczególnych wydziałów



Rys. 6. Średnie maksymalne momenty sił mięśniowych zginaczy stawu kolanowego badanych studentów poszczególnych wydziałów



Rys. 7. Średnie maksymalne momenty sił mięśniowych prostowników stawu kolanowego badanych studentów poszczególnych wydziałów

Na wykresach zauważyć można, że prostowniki osiągają wyższe momenty niż zginacze stawu kolanowego. Wartości momentów prostowników studentek są około 30% wyższe niż wartości momentów zginaczy. Momenty osiągnięte przez prostowniki stawu kolanowego przez studentów są około 25% wyższe od momentów osiągniętych przez zginacze tego stawu.

Wartości momentów sił mięśniowych u studentów są wyższe o około 40% niż wartości momentów u studentek.

Wśród studentek najwyższe wartości momentów zginaczy uzyskał wydział Architektury, prostowników wydział Chemiczny najniższe wyniki w obydwu pomiarach zanotowano dla wydziału Górnictwa i Geologii.

W grupie studentów zarówno dla zginaczy i prostowników najwyższe wyniki w przeciwieństwie do studentek uzyskał wydział Górnictwa i Geologii, natomiast studenci wydziałów Organizacji i Zarządzania i Matematyczno – Fizycznego odpowiednio dla zginaczy i prostowników uzyskali najniższe wyniki.

LITERATURA

- [1] Tejszerskiej D., Światońskiego E.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Laboratorium. Praca zbiorowa pod redakcją; Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004
- [2] Bober T., Zawadzki J.: Biomechanika układu ruchu człowieka. Wydawnictwo BK: Wrocław 2006

ASSESSMENT OF FITNESS AND MOTORIC FEATURES OF STUDENTS STUDYING AT THE SILESIAN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY BASED ON MEASUREMENTS OF MAXIMAL MOMENTS OF LOWER LIMB MUSCLE FORCES

Summary. Measurement method of motor features carried out with the help of measuring position dedicated to isometric exercises was described in the paper. Measurement position, groups of examined people and results of research were described. Lower limbs were subjected to analyse. Moments of muscle forces during isometric contraction were measured.

Aleksandra ŚNIEŻEK, Studenckie Koło Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

Arkadiusz MEŻYK, Robert MICHNIK, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

ANALIZA DYNAMIKI I KINEMATYKI CHODU PRAWDŁOWEGO

Streszczenie. W pracy wykorzystano system do analizy ruchu APAS oraz platformy dynamometryczne firmy Kistler do wyznaczenia wilkości kinematycznych oraz sił reakcji podłoża podczas chodu prawidłowego. Badania doświadczalne objęły grupę 15 zdrowych osób i realizowane były dla chodu z różnymi prędkościami (chód wolny, normalny i szybki). Uzyskane wyniki zostały poddane analizie w autorskim programie GAIT napisanym w środowisku MatLab.

1. WSTĘP

Badania ruchu kończyn dolnych człowieka, z wykorzystaniem systemów pomiaru przemieszczenia, mają na celu opracowanie kinematycznych i dynamicznych zależności występujących podczas wykonywania czynności ruchu np. chodzenia, biegania. Dane uzyskane na tej drodze niezbędne są do określenia obciążeń występujących podczas ruchu, zarówno człowieka zdrowego jak i z niedowładem kończyn dolnych, lub protezowanego. Często wykorzystuje się je w usuwaniu i korygowaniu nieprawidłowości poruszania się człowieka oraz do prawidłowego kształtowania protez i endoprotez. Systemy do pomiaru przemieszczenia można podzielić na: systemy optoelektroniczne, ultradźwiękowe, magnetyczne oraz elektromechaniczne.[1]

W poniższej pracy został wykorzystany system analizy ruchu APAS (pomiar parametrów kinematycznych) oraz platformy dynamometryczne (pomiar sił reakcji podłoża). Badania doświadczalne przeprowadzone zostały w Górnośląskim Centrum Rehabilitacji w Tarnowskich Górach i objęły grupę piętnastu osób.

2. CEL I ZAKRES PRACY

Celem pracy była analiza wielkości kinematycznych i sił reakcji podłoża podczas chodu prawidłowego. Analiza została przeprowadzona przy wykorzystaniu systemu do analizy ruchu APAS (Ariel Performance Analysis System) oraz oprogramowania BioWare.

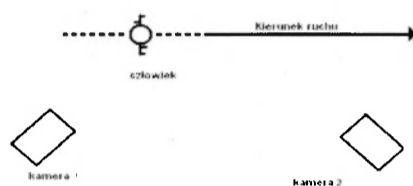
Zakres pracy obejmował badania chodu prawidłowego realizowanego z różnymi prędkościami (chodu wolnego, normalnego i szybkiego) oraz wchodzenia i schodzenia ze schodków.

3. METODYKA BADAŃ

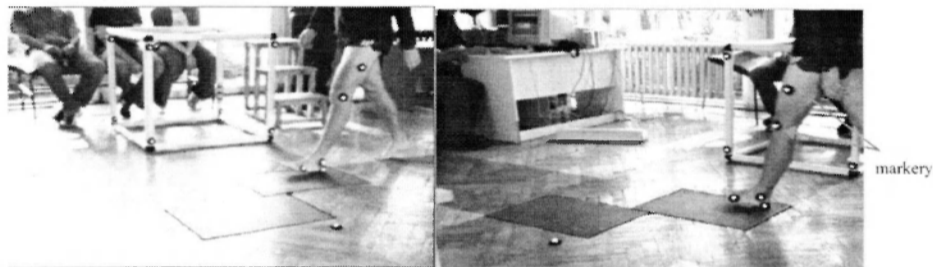
3.1 Pomiar parametrów kinematycznych (wideorejestracja)

Najpopularniejszymi metodami w analizie kinematyki ruchu kończyn człowieka są tzw. metody fotogrametryczne, polegające na rejestrowaniu ruchu kończyn za pomocą różnych urządzeń rejestrujących. Najczęściej stosowaną jest metoda wideorejestracji.[5]

W metodzie tej wykorzystywane są systemy automatycznie śledzące ruch markerów pokrytych wysoce odbłaskowym materiałem. Najważniejsze w tej metodzie jest odpowiednie rozmieszczenie kamer oraz innych wykorzystywanych w trakcie filmowania urządzeń tak by przez cały czas nagrywania filmu wszystkie markery były widoczne. Dzięki temu możemy dokonać pomiaru przemieszczeń, prędkości oraz przyspieszeń badanych części ciała.



Rys. 1. Schemat stanowiska pomiarowego



Rys. 2. Widok osoby badanej z perspektywy dwóch kamer

Na potrzeby analizy wyników przed każdym badaniem zbierane były dane (wiek, waga, wzrost) osób przystępujących do badania. W celu identyfikacji położenia poszczególnych stawów kończyny dolnej w programie APAS za pomocą markerów zaznaczano charakterystyczne punkty (pięta, palce stopy, staw skokowy, staw kolanowy oraz środek uda).

Ruch każdej osoby rejestrowany był za pomocą dwóch kamer cyfrowych. W celu wyeliminowania wpływu obuwia na badanie przejścia po platformach odbywały się boso.

Badania realizowano dla chodu wolnego, z normalną prędkością, chodu wolnego oraz wchodzenia i schodzenia ze schodów.

3.2. Pomiary na platformach dynamometrycznych

Platformy dynamometryczne firmy Kistlera są najczęściej używane do wyznaczania reakcji podłoża podczas chodu. Sprzęt wykorzystuje cztery pizoelektryczne przetworniki, znajdujące się na rogach platformy do mierzenia oddziaływujących sił. Platformy te umożliwiają pomiar trzech składowych sił reakcji podłoża (F_x , F_y i F_z) w zakresie od -10kN do 20kN oraz wyznaczenie wektora siły wypadkowej (wartości, punktu przyłożenia i kąta nachylenia tej siły). [4]



Rys.3. Stacjonarna platforma firmy Kistler

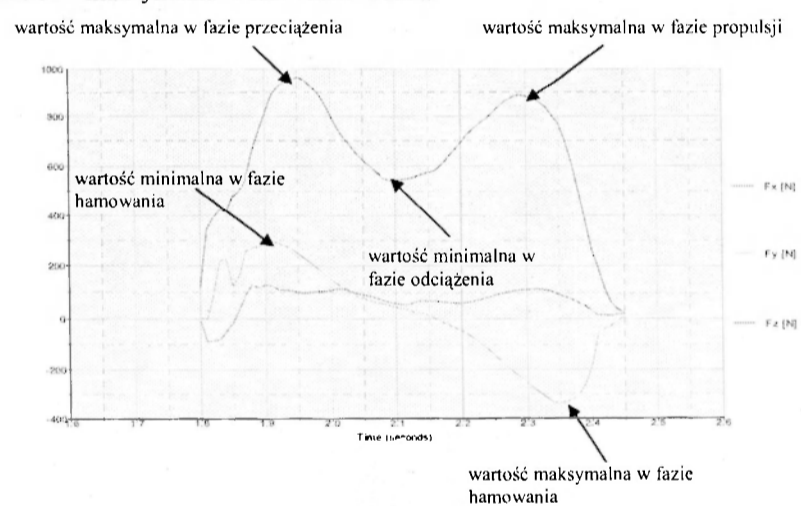
3.3. Analizowane wielkości

Wyniki uzyskane z pomiarów doświadczalnych przy wykorzystaniu systemu APAS i programu BioWare zostały przeanalizowane w programie GAIT. Z grupy wielkości kinematycznych analizowano:

3. długość kroku,
4. średnia prędkość chodu,
5. czas trwania cyklu chodu.

W przypadku pomiarów sił reakcji podłoża analiza została przeprowadzona podstawie następujących wielkości:

- wartość maksymalna w fazie przeciążenia,
- wartość minimalna w fazie odciążenia,
- wartość maksymalna w fazie propulsji,
- wartość minimalna w fazie hamowania,
- wartość maksymalna w fazie hamowania.



Rys. 4. Składowe reakcji podłoża podczas chodu

4. UZYSKANE WYNIKI BADAN

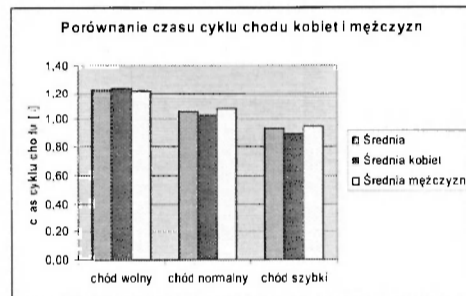
W tabeli 1, zestawiono: wiek, wzrost oraz wagę oraz wskaźnik BMI badanych osób.

Tabela 1: Dane badanych osób.

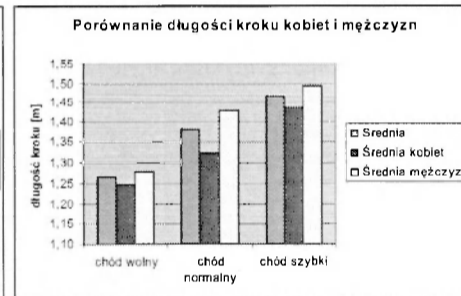
Badany	Wiek	Wzrost [m]	Waga [kg]	BMI	Płeć
1.	22	1,87	76	21,73	M
2.	22	1,75	61	19,92	M
3.	22	1,84	95	28,06	M
4.	23	1,74	73	24,11	M
6.	21	1,85	76	22,21	M
7.	22	1,7	66	22,84	K
8.	23	1,86	82	23,70	M
9.	22	1,63	53	19,95	K
10.	22	1,87	71	20,30	M
11.	22	1,74	60	19,82	K
12.	22	1,68	98	34,72	K
13.	22	1,67	69	24,74	K
14.	22	1,72	85	28,73	M
15.	22	1,85	98	28,63	K

4.1. Porównanie czasu cyklu chodu, długości kroku i prędkości chodu

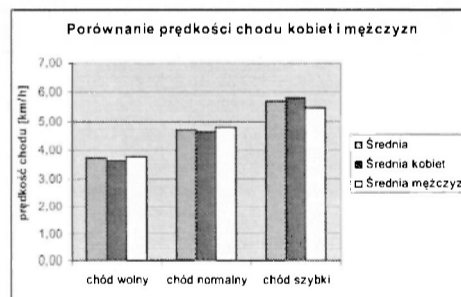
Poniższe rysunki przedstawiają porównanie czasu cyklu chodu, długości kroku oraz prędkości chodu dla kobiet i mężczyzn z uwzględnieniem różnych prędkości chodu.



Rys. 5. Porównanie czasu cyklu chodu



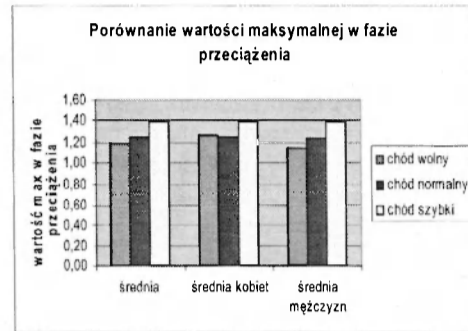
Rys. 6. Porównanie długości kroku



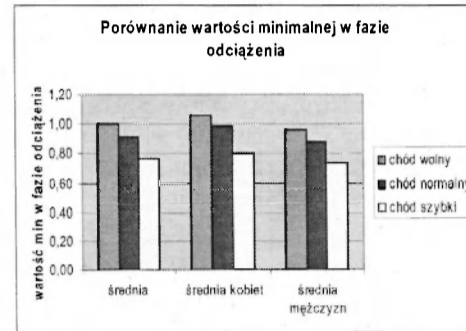
Rys. 7. Porównanie prędkości chodu

4.2. Porównanie wartości reakcji podłoża

Poniższe rysunki przedstawiają porównanie wartości składowych sił reakcji podłoża. Porównanie to zostało wykonane z podziałem na kobiety i mężczyzn oraz według prędkości chodu.



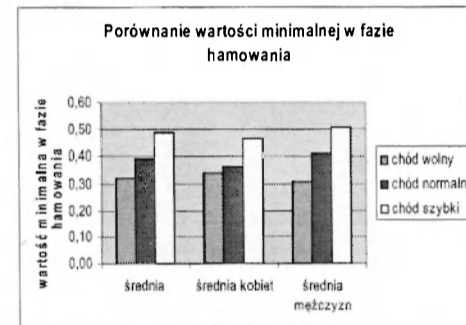
Rys. 8. Porównanie wartości maksymalnej w fazie przeciążenia



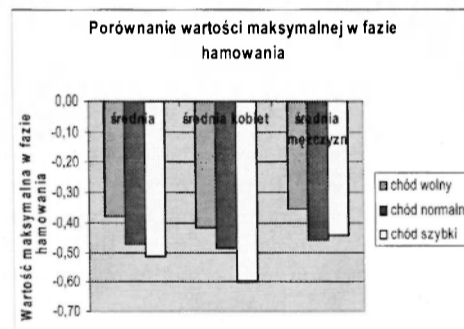
Rys. 9. Porównanie wartości minimalnej w fazie odciążenia



Rys. 10. Porównanie wartości maksymalnej w fazie propulsji



Rys. 11. Porównanie wartości minimalnej w fazie hamowania



Rys. 12. Porównanie wartości maksymalnej w fazie hamowania

5. ANALIZA OTRZYMANYCH WYNIKÓW

Analizując wykresy przedstawiające porównanie parametrów chodu dla kobiet i mężczyzn widzimy, że czas cyklu chodu różni się nieznacznie pomiędzy kobietami i mężczyznami. Obserwujemy to w każdym przypadku chodu (przy każdej prędkości). Znaczące różnice obserwujemy w długości kroku, we wszystkich trzech przypadkach chodu mężczyźni stawiają dłuższe kroki niż kobiety. Analizując wykres prędkości chodu zaobserwować możemy iż w przypadku chodu wolnego i normalnego mężczyźni stawiają dłuższe kroki. Jeśli chodzi o przypadek chodu szybkiego to znowu kobiety stawiały dłuższe kroki.

W przypadku analizy wartości składowych reakcji podłoża możemy zauważyć, że wartości rozkładają się równomiernie według prędkości chodu i są zbliżone dla kobiet i mężczyzn. Wyraźną różnicę zauważamy u mężczyzn w czasie propulsji. Wartość ta jest wyraźnie mniejsza niż u kobiet, obserwowana w czasie chodu normalnego i szybkiego. W fazie hamowania wartość maksymalna jest u mężczyzn wyraźnie mniejsza niż w przypadku tej samej fazy u kobiet.

6. PODSUMOWANIE

W pracy zostały przedstawione wyniki badań chodu prawidłowego. Analizowany był chód wolny, normalny i szybki. Wyniki badań posłużyć mają do wyznaczenia normy stanowiącej odniesienie w badaniach chodu patologicznego. Kolejnym etapem pracy będzie analiza wchodzenia i schodzenia ze schodków.

LITERATURA

- [1] Burcan J.: Laboratorium z aparatury medycznej. Łódź 2005
- [2] Będziński R.: Biomechanika inżynierska : zagadnienia wybrane. Oficyna Wydaw. Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997
- [3] Dworak L. B.: Niektóre metody badawcze biomechaniki i ich zastosowania w sporcie, medycynie i ergonomii, Poznań 1991
- [4] http://www.awf.wroc.pl/awfnew/site.php?ID=Skb_pab (16.01.2007)
- [5] Tejszerska D., Switoński E.: Biomechanika inżynierska : zagadnienia wybrane. Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004

ANALYSIS OF DYNAMICS AND KINEMATICS OF CORRECT GAIT

Summary. Measurements were done using videoregistration method and researches on the Kistler platforms. Results of experimental measurements were analyzed with GAIT application written in MatLab programming language, with support of Ariel Performance Analysis System and BioWare Software. Analysis of those results shows differences in regular gait of man and women measured in different speeds of walking (slow, normal, fast).

Lukasz TOMASZEWSKI, Wydział Inżynierii Produkcji, Politechnika Warszawska

MODELOWANIE GEOMETRYCZNE I MATERIAŁOWE W WERTEBROPLASTYCE KRĘGOSŁUPA Z ZASTOSOWANIEM SYSTEMÓW KOMPUTEROWYCH CT/CAD/CAE

Streszczenie. Wertybroplastyka kręgosłupa jest procedurą kliniczną, polegającą na wstrzyknięciu cementu kostnego do trzonu kręgowego ze zmianą patologiczną w postaci osteoporozy, nacieku nowotworu lub naczyniaka [3]. W przedstawionej metodzie do oceny efektywności zabiegu, wykorzystane są narzędzia inżynierskie w postaci programów komputerowych. Pierwszym etapem jest badanie tomograficzne CT kręgosłupa. Na bazie tomogramu budowany jest trójwymiarowy model CAD trzonu. Kolejnym etapem jest analiza przy pomocy systemu CAE, który umożliwia ocenę wertybroplastyki poprzez symulowanie obciążeń oraz wyznaczenie charakterystyk mechanicznych trzonów kręgowych.

1. WSTĘP

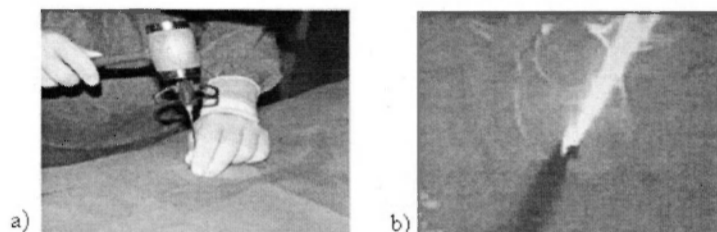
Zamodelowanie wiernego anatomicznie kośćca do celów analiz numerycznych wymaga wielu informacji na temat geometrii oraz właściwości fizykalnych ośrodka. Z pomocą przychodzi tu tomografia komputerowa. Na podstawie obrazów tomograficznych można utworzyć trójwymiarowy model danego obiektu anatomicznego (w tym przypadku kręgu) a także zdefiniować niejednorodności struktury kostnych, dzięki informacji o gęstości tkanki w poszczególnych obszarach. Jednym z narzędzi numerycznych służących do przetwarzania danych tomograficznych jest program Mimics. Po zaimportowaniu danych pacjenta umożliwia on odtworzenie trójwymiarowego (3D) kształtu kości w oparciu o jej płaskie przekroje, które są efektem projekcji na poszczególnych warstwach. Na podstawie znajomości współczynników Hounsfield'a odpowiadających danym strukturom można wyodrębnić zarysy każdej tkanki, w tym przypadku kręgow. Kolejnym krokiem jest utworzenie modelu dyskretnego na bazie uprzednio odtworzonego obiektu 3D. W tym celu model zbudowany z płatów trójkątnych jest transferowany do oprogramowania typu CAE, gdzie następuje przetworzenie modelu powierzchniowego na bryłowy oraz utworzenie tzw. siatki tetrahedralnej (elementów czworosiennych). Po ponownym przetransferowaniu modelu do programu Mimics można przypisać właściwości mechaniczne jego poszczególnym strukturom. Ostatecznie gotowy model bryłowy wraz z przypisanymi właściwościami może zostać następnie przekazany do systemu CAE i tam poddany analizie numerycznej z zastosowaniem metody elementów skończonych.

Proces modelowania zostanie przedstawiony dalej na konkretnym przypadku klinicznym. Jest to krąg na poziomie L4 z naczyniakiem wypełnionym cementem.

2. ZABIEG WERTEBROPLASTYKI

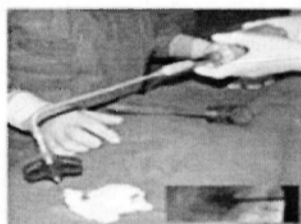
W trakcie zabiegu pacjent wyłożony jest na brzuchu z ramionami wyciągniętymi przed siebie. Przy pomocy urządzenia RTG następuje ustalenie strony, lokalizacji oraz kąta natarcia igły. Na kierunku planowanego nakłucia igłą punkcyjną wykonuje się znieczulenie skóry, położonych głębiej mięśni i okostnej wyrostków stawowych kręgu.

Igła jest wprowadzana do trzonu (rys.2.1 a oraz b) na odległość około 2/3 jego głębokości (przy złamaniu osteoporotycznym) lub dokładnie w zmianę patologiczną (naczyniak, przerzut nowotworu). Przed podaniem cementu wykonuje się badanie kontrastowe, wstrzykując do trzonu wodny środek cieniujący. Kontrast jest podany w celu upewnienia się czy nie ma „wycieku” do kanału kręgowego lub przestrzeni okołotrzonowej.



Rys.2.1 a, b. Wprowadzenie igły do trzonu

Następnie wykonuje się iniekcję cementu do trzonu pod ciągłym monitoringiem RTG (rys.2.2). Na tym etapie w razie zaobserwowania wycieku cementu poza trzon kręgu istnieje możliwość zakończenia podawania cementu.



Rys.2.2. Iniekcja cementu pod ciągłą kontrolą RTG

Korzyści, jakie wynikają z zabiegu vertebroplastyki to przede wszystkim krótki czas zabiegu operacyjnego, który może być wykonywany w ramach procedury „jednego dnia”. Podczas gdy metody operacyjne leczenia wymagają stosowania przeszczepów kości lub protez kręgów, czy rozległych usztywnień kręgosłupa i długotrwałego usprawniania. Chory może szybko powrócić do normalnej aktywności życiowej, bez zaopatrzenia w gorset ortopedyczny. Efekt przeciwbólowy w większości przypadków jest długotrwały.

3. MODELOWANIE GEOMETRYCZNE I FIZYKLANE TRZONÓW KRĘGOSŁUPA

3.1. Modelowanie obiektów 3D na podstawie danych tomograficznych

Po zaimportowaniu obrazów tomograficznych do programu Mimes pierwszą wykonywaną czynnością jest ich segmentacja poprzez zdefiniowanie tzw. progów (rys.3.1). Są to dwie

wartości poziomu jednostek Hounsfield'a – minimalna oraz maksymalna. Wszystkie obiekty na obrazie o gęstości tomograficznej spełniającej warunek:

$$HU_{\min} < x < HU_{\max} \quad (3.1)$$

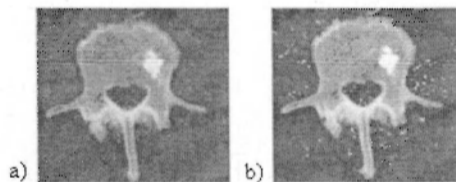
gdzie: x – poziom HU w pikselu,

zostaną podświetlone za pomocą tzw. maski. Wartości progów dobiera się tak, aby maska podświetliła jak najwięcej szczegółów z obiektu zainteresowania (w tym przypadku jest to kręgi) i jednocześnie jak najmniej tkanek go otaczających i nienależących do kręgosłupa.



Rys. 3.1. Przekrój kręgosłupa w płaszczyźnie kręgu. Dobór optymalnych wartości progów. a) zbyt mała wartość dolnego progu, b) za duża wartość dolnego progu, c) progi dobrane optymalnie

Kolejnym krokiem jest segmentacja za pomocą tzw. obszaru rosnącego (*ang. Region growing*). Po użyciu tej funkcji program poszukuje pikseli należących do obiektu, który ma być wydzielony. Następnie sprawdza ich sąsiednie piksele ze względu na przyjęte kryterium jednorodności i w przypadku pozytywnej weryfikacji przyłącza je do obszaru. Dzięki temu usuwane są szumy, czyli pojedyncze lub małe grupy pikseli podświetlone przez maskę podczas progowania.



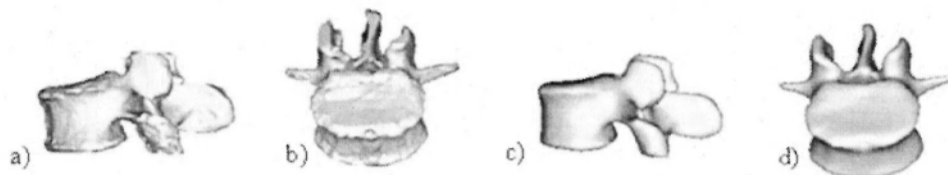
Rys.3.2. Segmentacja obrazu za pomocą metody „rozrostu obszaru”, a) przed zastosowaniem operacji, b) po operacji „region growing”

Na rysunku 3.2 przedstawiony jest obraz przed (rys. a) i po zastosowaniu operacji „region growing” (rys. b). Na obrazie po użyciu tej funkcji widoczne są elementy (podświetlone zieloną maską), które zostały odrzucone.

Ze względu na dokładność odwzorowania budowy kręgu, jego późniejszego podziału na elementy skończone oraz poprawności zdefiniowania właściwości materiałowych, istnieje jeszcze potrzeba poprawienia kilku szczegółów (rys.3.2 b – ubytki w masce pokrywającej kość gąbczastą) za pomocą narzędzi do ręcznej edycji obrazów.

Opisany powyżej proces jest powtarzany dla wszystkich pojedynczych skanów, które składają się na tomogram analizowanego kręgu.

Na podstawie tomogramu Mimics generuje model trójwymiarowy przy użyciu płatów powierzchniowych typu NURBS (rys. 3.3. a, b). Przed przekazaniem modelu do systemu MES wymaga on jeszcze dodatkowego wygładzenia w celu usunięcia nierówności, ostrych krawędzi, itp. (rys. 3.3. c, d).



Rys. 3.3. Trójwymiarowy model kręgu L4. Model z widocznymi wyraźnymi nierównościami (a,b), model wygładzony (c,d)

Model powłokowy jest zapisywany w formacie STL i aproksymowany przy pomocy siatki trójkątów. W celu utworzenia modelu bryłowego model jest eksportowany do pre-procesora systemu MES, gdzie siatka powierzchniowa utworzona z trójkątów zamieniana jest na siatkę objętościową zbudowaną z elementów czworosiennych.

3.2. Definiowanie właściwości materiałowych

Po konwersji modelu kręgu na obiekt bryłowy i podzieleniu go na elementy skończone w pre – procesorze, model jest importowany do modułu FEA w programie Mimics. Przed przypisaniem właściwości materiałowych program przelicza poziom HU w każdym voxelu. Poziomu HU w każdym elemencie skończonym jest ustalany na podstawie wartości średniej pochodzącej od wszystkich voxelów, które są zawarte w objętości elementu. Po obliczeniu poziomu HU w każdym elemencie siatki objętościowej, wyświetla się okienko właściwości materiałowych. Na histogramie program ukazuje ilość elementów, które zostały przypisane do danego poziomu gęstości tomograficznej. Każdy element ma swój własny poziom oparty na zestawie danych z obrazu CT. Kolejnym krokiem jest dyskretyzacja: zakres poziomu HU jest ponownie dzielony na przedziały. W przedstawionej metodzie dyskretyzacja jest dokonywana przez ręcznie definiowane przedziały zakresu HU. Można się tu posłużyć skalą współczynników Hounsfield'a (rys. 3.4). Na jej podstawie można wyodrębnić struktury kostne – istotę gąbczastą i skorupę korową, a także zmianę chorobową i wstrzyknięty cement.



Rys. 3.4. Skala współczynników Hounsfield'a

Własności mechaniczne poszczególnych obszarów wchodzących w skład modeli kręgu zostały zestawione w tab. 3.1.

Tabela 3.1. Obszary materiałowe i ich własności mechaniczne przyjęte do analizy [1,2]

	E [MPa]	ν [-]
Kość korowa	12000	0,3
Kość gąbczasta	100	0,3
Cement	2400	0,3
Naczyniak	0,00001	0,45

4. OCENA NUMERYCZNA SZTYWNOŚCI KRĘGÓW

Do analizy numerycznej sztywności kręgów kręgosłupa zostały zbudowane trzy modele matematyczno - fizyczne. Każdy zbudowany z 41533 czworościennych elementów skończonych o charakterystyce liniowej. Elementy zostały podzielone na grupy elementowe w zależności od średniej wartości gęstości HU w danym obszarze. Podstawowy model składał się z następujących obszarów materiałowych: kości gąbczastej, kości korowej oraz cementu kostnego

W drugim modelu obszar z cementem kostnym został potraktowany jako pusta przestrzeń (zmiana chorobowa). W trzecim modelu grupie elementowej stanowiącej cement zostały przypisane właściwości mechaniczne kości gąbczastej.



Rys. 4.1. Schematyczne zobrazowanie warunków brzegowych przyjętych w analizie numerycznej.

W analizie numerycznej zostały przyjęte następujące warunki brzegowe (rys.4.1):
- węzłom na dolnej powierzchni trzonu zostały odebrane wszystkie stopnie swobody
- do węzłów znajdujących się na górnej powierzchni trzonu zostało przyłożone przemieszczenie o wartości 1 mm w kierunku osiowym o zwrocie ujemnym.

Sztywność trzonów została wyznaczona w następujący sposób:

$$k = \frac{F}{u} \quad (4.1)$$

gdzie: F [N] – reakcja trzonu na zadane przemieszczenie, zdefiniowana jako średnia wartość ze wszystkich węzłów, w których zadany był warunek przemieszczeniowy,
 u – przemieszczenie węzłów [mm].

Tabela 4.1. Rezultaty obliczeń analizy z warunkami brzegowymi przemieszczeniowymi

Model	Sztywność [N/mm]
Trzon kręgowy normalny	579
Trzon kręgowy z naczyniakiem	562
Trzon kręgowy z wstrzykniętym cementem	639

5. WNIOSKI I UWAGI

- Małe naczyniaki mają niewielki wpływ na sztywność całego trzonu.
- Wypełnienie cementem całej zmiany chorobowej prowadzi do przeszywnienia trzonu.
- Modele numeryczne kręgów analizowane w pracy można rozwinąć poprzez zbudowanie segmentu składającego się z dwóch sąsiednich trzonów i umieszczonego między nimi krążka międzykręgowego.

LITERATURA

- [1] Cejmer W., Kwiatkowski K., Skoworodko J., Skalski K.: Analiza sztywności trzonów kręgowych w zabiegu wertebroplastyki przezskórnej u chorych ze zmianami patologicznymi, XXII Konferencja Naukowo – Szkoleniowa Ortopedów WP. , Pieczyska koło Koronowa 2005.
- [2] Jasper L. E., Deramond H., Mathis J. M., Belkoff S. M.: Material properties of various cements for use with vertebroplasty, Journal of Materials Science: Materials in Medicine 13 (2002); pp. 1-5.
- [3] Williams A. L., Reed Murtagh F.: Zabiegi diagnostyczne i terapeutyczne w chorobach kręgosłupa – przewodnik, Medipage, Warszawa 2003, pp. 149 – 160.

GEOMETRICAL AND MATERIAL MODELLING IN SPINE VERTEBROPLASTY BY MEANS OF COMPUTER SYSTEMS CT/CAD/CAE

Summary. Spine verebroplasty is a clinical procedure that consists in injection of bone cement into the body of a pathologically changed vertebra. The vertebra pathology may take form of osteoporosis, sarcoma or angioma. In the method shown in the paper engineering tool, i.e. computer software, was utilized in order to estimate efficiency of the procedure. CT imaging of diseased vertebra is the first step. On the basis of CT images a 3D model of the vertebra body is built in a CAD system. Analysis in a CAE system is the next step of the process. The analysis makes it possible to simulate loading and to elaborate mechanical characteristics of vertebra bodies.

Jacek GRALEWSKI, Katedra Podstaw Techniki i Ekologii Przemysłowej, Politechnika Łódzka, Łódź

Grzegorz BOGUSŁAWSKI, Katedra Podstaw Techniki i Ekologii Przemysłowej, Politechnika Łódzka, Łódź

WYTRZYMAŁOŚĆ MOSTÓW PROTETYCZNYCH

Streszczenie. W pracy przeprowadzono analizę stanu naprężenia i odkształcenia mostów protetycznych oraz reakcji podporowych dla różnych przypadków obciążeń. Uzyskane wyniki obliczeń pozwolą określić ugięcie i wyężenie materiału mostów protetycznych, a obliczone wartości reakcji podporowych pozwolą określić obciążenia zębów filarowych. Analizę prowadzono za pomocą metody elementów skończonych przy pomocy programu ANSYS, wykorzystując specjalnie przygotowany plik wsadowy ułatwiający analizę parametryczną dla różnych przypadków obciążeń i wymiarów geometrycznych mostów (przekrojów poprzecznych i długości przęseł mostów protetycznych).

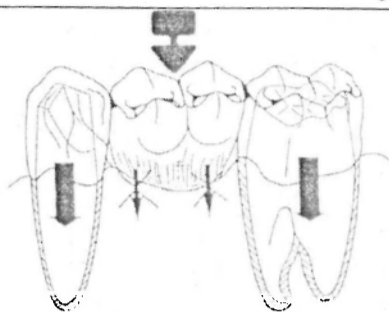
1. WSTĘP

Mostem protetycznym nazywamy konstrukcję, która uzupełnia braki częściowe uzębienia. Jest ona powiązana na stałe z uzębieniem własnym, zaś siły żucia przenoszone są na protezę w sposób wyłącznie ozębnowy, tym samym bezzębne odcinki wyrostka zębodołowego nie są obciążane siłami żucia, a pozostają przykryte i ochraniane dzięki członom mostu. Most tworzy sztywne połączenie kilku lub wszystkich zębów własnych pacjenta, i dzięki. Na oszlifowane zęby (tak zwane filarowe) osadza się korony (elementy łączące) a pomiędzy nimi umocowuje się sztywne przęsło. W celu uzyskania jedności konstrukcyjnej mostu i zębów filarowych, połączenie pomiędzy poszczególnymi częściami mostu musi być zawsze sztywne.

2. STATYKA MOSTU

Jeżeli most obciąży się naciskiem żucia, to działające siły przekazywane będą osiowo i równomiernie na przyzębie i zęby filarowe.

W konstrukcji protez o podparciu ozębnowym należy uwzględnić pewne prawidłowości, aby nie przekroczyć zdolności tolerowania obciążenia przez filar mostu. Aparat zawieszeniowy zęba jest bardzo wytrzymały na obciążenia osiowe. Siły działające poziomo, przechylające ząb, mogą prowadzić do uszkodzenia przyzębia przede wszystkim wtedy, gdy działają z różnych stron. Przy stałych siłach działających w jednym kierunku ząb przechyla się, zanim dojdzie do przebudowy zębodołu.



Rys. 1. Schemat rozmieszczenia sił na most

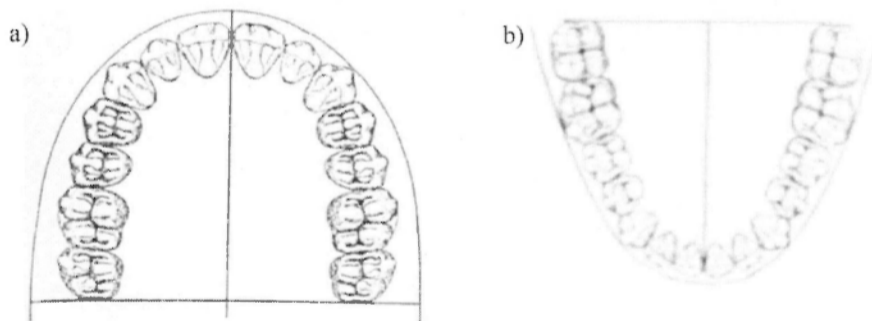
Przy siłach zmiennych, działających z różnych kierunków, dochodzi do zniszczenia aparatu zawieszeniowego zęba, co oznacza jednocześnie utratę zęba. W ten sposób uzasadniono podstawowe założenie konstrukcji mostów protetycznych. Most musi być zaprojektowany w taki sposób, aby w możliwie najwyższym stopniu uniknąć wszystkich obciążeń działających poziomo na filar mostu należy również wyeliminować nadmierne obciążenia osiowe na zęby filarowe.

Na obciążenie mostu wpływają:

- długość i pozostałe wymiary przęsła mostu,
- położenie (nachylenie) zębów filarowych,
- przebieg przęsła mostu.

3. BUDOWA ŁUKÓW I ROZMIESZCZENIE ZĘBÓW W ŁUKACH ZĘBOWYCH

Dla objaśnienia budowy i kształtu łuków zębowych można posłużyć się pewnymi liniami i figurami geometrycznymi. Pozwalają one określić kształt łuków oraz odnaleźć pierwotne położenie zębów w bezzębnej żuchwie lub szczęce. Większość tych linii i figur skonstruowano do opisu dolnego łuku zębowego. Jeżeli jednak dolny łuk zębowy zostanie dokładnie opisany i za pomocą linii pomocniczych można będzie odnaleźć w sposób jednoznaczny pierwotne położenie zębów, to na tej podstawie można również ustalić łuk zębów szczęki. Ponieważ zęby, dzięki wzorowi zwarcia, mają tylko jedno jednoznacznie określone położenie wzajemne, to po złożeniu razem obu łuków zębowych zęby antagonistyczne będą miały stabilne zaguzkowanie. Żuchwa będzie znajdowała się wówczas w centralnym położeniu w stosunku do szczęki.



Rys. 2. Opis geometrii łuków zębowych: a) Szczeka opisana elipsą b) Żuchwa opisana parabolą

Zęby ułożone są w taki sposób, że w szczęce ich krawędzie przedsiolkowe tworzą połowę elipsy, natomiast w żuchwie – parabolę (rys.2). Geometrie żuchwy i szczęki dolnej można sparametryzować opisując jej kształty liniami geometrycznymi w pewnych granicach wymiarów. Krótka oś elipsy wynosi 57-62 mm, zaś połowa długiej osi 50-55 mm. Odległość guzków policzkowych dośrodkowych w żuchwie wynosi 55-60 mm, podczas gdy odległość od punktu siecznego dolnego do poprzednio podanej linii wynosi 48-52 mm.

Szczegółowe badania poszczególnych łuków zębowych wykazały, że nie można uzyskać matematycznie dokładnie ani połowy elipsy ani paraboli. Wynika z tego, że łuki zębowe szczęki i żuchwy nie mają nigdy jednakowego kształtu, co za tym idzie nie można sparametryzować ani opisać dokładnie liniami geometrycznym przebiegu mostu oraz jego kształtu. Aby można było wykonać obliczenia dla każdego przypadku geometrycznego, postanowiono skanować skanerem 2D modele gipsowe z przygotowanymi (oszlifowanymi) zębami filarowymi. Na podstawie skanów (zdjęć) wykorzystując program Digxy odczytano współrzędne charakterystycznych punktów i na ich podstawie odwzorowano względem lokalnego układu współrzędnych przebieg geometrii mostu.

4. WYTRZYMAŁOŚĆ MOSTÓW

Wygięcie się przęsła (belki), które opiera się na dwóch filarach, zależy jest w głównej mierze od kształtu jego przekroju poprzecznego, odległości między filarami i materiału przęsła.

Ugięcie przęsła mostu może prowadzić do znacznego obciążenia filarów mostu i dlatego należy przeanalizować zależność strzałki ugięcia przęsła mostu od jego przekroju poprzecznego i długości. Wadą długich przęseł mostu jest również to, że są mniej sztywne, a więc mogą się bardziej odkształcać. Wielkość wygięcia belki zginanej o stałym przekroju poprzecznym zależy od jej długości w potęgze trzeciej. Podobna zależność występuje pomiędzy wymiarami przekroju poprzecznego belki a jej ugięciem, które oparte jest na dwóch filarach. Wartość ugięcia belki wzrasta ośmiokrotnie (rośnie do trzeciej potęgi), jeśli przy takiej samej długości przęsła, wysokość przekroju poprzecznego zmniejszy się o połowę.

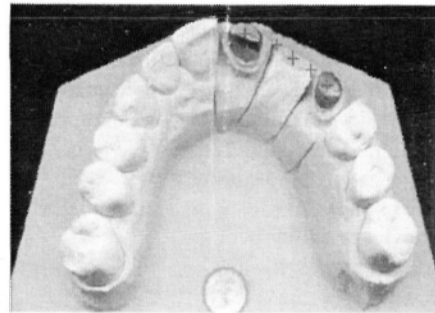
W rzeczywistych konstrukcjach przekrój poprzeczny przęsła mostu przypomina przekrój sercowy. Z konstrukcyjnego punktu widzenia można go porównać przekrojem w kształcie litery T, który często stosowany jest w budownictwie drogowym. Biorąc pod uwagę wysoką jakość materiałów stosowanych w protetyce mostów można założyć, że przęsło mostu o wysokości co najmniej 3 mm ma wystarczającą wytrzymałość na zginanie. W mostach o wielu przęsłach aby uzyskać wystarczającą sztywność, powinno się wykonać przęsła o wysokości przekroju około 5 mm, mierząc od strony żującej do szyjki. Jeżeli most ma za małe wymiary i wygina się, to pod wpływem nie osiowych obciążeń przęsła mostu dochodzi do przechylania się zębów filarowych i następnie bardzo często w końcowych efekcie do ich utraty. Oznacza to skrajnie nieprawidłowe obciążenie filarów mostu. Uginanie się przęsła mostu wynikające z zbyt dużej odległości pomiędzy filarami lub zbyt małych, wymiarów przęsła mostu może prowadzić do przeciążenia poszczególnych filarów w wyniku przyjmowania przez nie zbyt dużej siły żucia w efekcie przechylania się filarów.

5. OBLICZENIA NUMERYCZNE

Przykładowo do obliczeń wybrano model z jednym brakiem między zębowym siekaczem (dwójka) odcinku lewym szczęki. Za zęby filarowe służą zęby: siekacz (jedyńka) i kiel

(trójka), zaś uzupełniany brak między zębowy to również siekacz (dwójka). Na niebiesko zaznaczone są filary mostu, które zostały wcześniej przygotowane (oszlifowane) pod elementy mocujące most (korony).

Poniższy rysunek przedstawia skan modelu gipsowego zamocowanego w płycie Zeisera wykonany skanerem 2D, który został wykorzystany w programie Dixy do określenia współrzędnych charakterystycznych punktów i odtworzenia przebiegu mostu.



Rys.3. Zdjęcie wycisku gipsowego przygotowanego do założenia mostu

Konstrukcja mostu została wykonywana techniką odlewania ciśnieniowego w odlewarce odśrodkowej, zaś za materiał do jej budowy posłużył stop Supranium firmy Austenal.

Jego skład to:

Ni 61% , Cr 21.5%, Mo 9%, Nb 4%, Co 2%, Fe 1.5%
w śladowych ilościach Si i Mn.

- Właściwości mechaniczne stopu:
gęstość 8.4 g/cm^3
twardość Vickersa HV10= 200
umowna granica plastyczności $R_{e0.2} = 310 \text{ MPa}$
wytrzymałość na rozciąganie $R_m = 520 \text{ MPa}$
wydłużenie A5 = 35%
moduł Younga $2,2 \cdot 10^5 \text{ MPa}$
liczba Poissona = 0,29

Do obliczeń przyjęto obciążenie w postaci trzech sił skupionych 150, 250,150[N] kolejno umieszczonych w równomiernych odstępach na długości przęsła obciążających konstrukcję zgodnie z kierunkiem siły żucia(oś z). Przekrój belki do obliczeń numerycznych przyjęto w kształcie teownika zaś rozmiary zostały przedstawione na Rys.4.



Rys.4. Przekrój teowy wykorzystany do budowy przęsła mostu

Dane do obliczeń wytrzymałościowych:

Pole przekroju belki $A = 6.75 \text{ [mm}^2\text{]}$

Wysokość przekroju $h = 3 \text{ [mm]}$

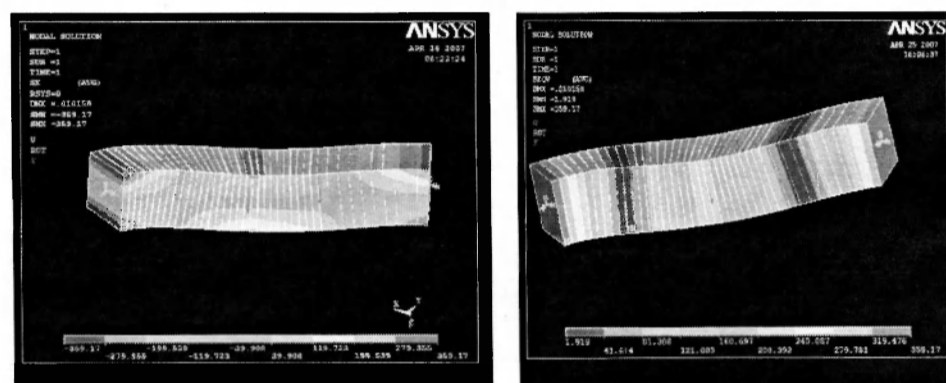
Szerokość przekroju $a = 3 \text{ [mm]}$

Moment bezwładności względem osi równoległej do podstawy $J_{zc} = 4.635 \text{ [mm}^4\text{]}$

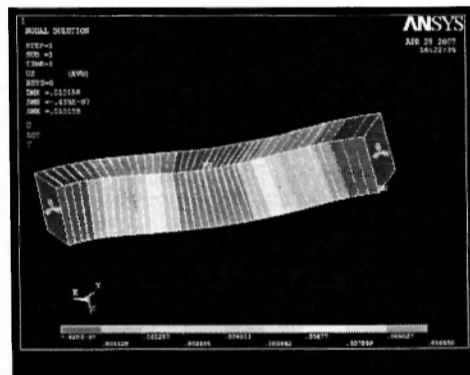
Moment bezwładności względem osi równoległej do wysokości $J_{yc} = 8.437 \text{ [mm}^4\text{]}$

6. WYNIKI OBLICZEŃ NUMERYCZNYCH

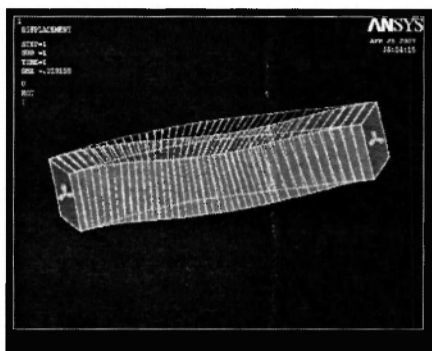
Przykładowe obliczenia przeprowadzono dla mostu zbudowanego z jednego przęsła zaś wyniki przedstawiono w postaci rozkładów naprężeń oraz siatek przemieszczeń na poniższych rysunkach.



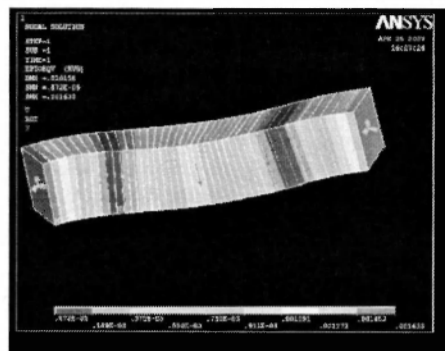
Rys.5. Rozkłady naprężeń: a) w kierunku osi x, b) naprężenia zredukowane [MPa]



Rys.6. Przemieszczenia w kierunku osi z [mm]



Rys.7. Schemat odkształcenia prześła



Rys.8. Przemieszczenia zredukowane [mm]

Przekrój belki pokazany na rysunkach jest przekrojem zastępczym o parametrach obliczeniowych podanych wcześniej.

7. WNIOSKI

W pracy opracowano metodę obliczeń wytrzymałościowych mostów stomatologicznych przy pomocy programu Digxy w celu opisu geometrii mostu z wykorzystaniem skanowanych modeli gipsowych oraz metody elementów skończonych w celu określenia odkształceń i wyężenia badanego mostu.

Przykładowe obliczenia wykonano dla mostu jednoprzęsłowego obciążonego trzema siłami na prześle. Dalsze badania będą dotyczyć mostów wielopodporowych o różnych kształtach przekroju poprzecznego wykonanych z różnych materiałów.

LITERATURA

- [1] Hohmann A., Hielscher W.: Kompendium Techniki Dentystycznej-Mosty, Wydawnictwo Kwintesencja, Warszawa 1999
- [2] Behr M., Rosentritt M.: Mosty adhezyjne oparte na metalu. Wskazanie, wykonanie i doświadczenia kliniczne. Quintessence 2001, Tom IX, Nr 6, s.357-367
- [3] Młotkowska-Dejak B.: Komputerowa analiza naprężeń powstających w tkankach podłoża pod wpływem obciążeń mostów, Protetyka stomatologiczna XLII 3-4 1992r
- [4] Grądzki R., Gralewski J.: Wytwarzanie oraz budowa modelu 3D protezy szkieletowej w celu analizy wytrzymałościowej metodą elementów skończonych MES. Monografia X Międzynarodowej Konferencji „Ergonomia Niepełnosprawnym w wieku informacji”, Łódź 2005 r.
- [5] Hupfaufa L.: Protetyka stomatologiczna, Protezy częściowe, Wydawnictwo Urban & Partner, Wrocław 1997r
- [6] Laczek S.: Wprowadzenie do systemu elementów skończonych Ansys, Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej, Kraków 1999 r.
- [7] Zienkiewicz O.: Metoda elementów skończonych, Wyd. Arkady, Warszawa 1973 r

STRENGTH OF DENTURES BRIDGES

Summary. This paper describes numerical analysis of stress and strains in dentures bridges for various supports and load conditions. The obtained computation results allow to observe bend and strains in material of dental bridges, evaluated reaction forces allow to estimate loads of pillar teeth. The analysis was performed in commercial program ANSYS, with the use of special prepared batch file in order to ease the parametrical analysis for different boundary, loads conditions and geometrical dimension of bridges (cross-section and span of dentures bridges length).