Marcin BASIAGA, Zbigniew PASZENDA Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Zakład Inżynierii Materiałów Biomedycznych, Politechnika Śląska, Gliwice

ZASTOSOWANIE MES W ANALIZIE UKŁADU WIERTŁO CHIRURGICZNE – KOŚĆ UDOWA

Streszczenie. W pracy przeprowadzono analizę numeryczną układu wiertło chirurgiczne – kość udowa z wykorzystaniem MES w warunkach symulujących proces wiercenia w kości. Dla wytypowanej postaci konstrukcyjnej wiertła opracowano modele geometryczne narzędzi uwzględniające zróżnicowaną geometrię ich ostrza, jak i średnicę. Przyjęte dla potrzeb analizy warunki brzegowe odwzorowywały zjawiska zachodzące w układzie rzeczywistym. Uzyskane wyniki stanowią podstawę doboru własności mechanicznych tworzywa metalowego wierteł, jak odpowiedniej geometrii ich ostrza.

1. WSTĘP

Chirurgiczne instrumentarium zabiegowe stanowi szczególną grupę sprzętu medycznego. Charakteryzuje się ono nieregularnością oraz zróżnicowaną intensywnością stosowania. W praktyce klinicznej dość często obserwuje się niewystarczającą ich trwałość użytkową. Odpowiednia jakość stosowanego instrumentarium zabiegowego w sposób zasadniczy wpływa na prawidłowość realizacji procedur chirurgicznych z wykorzystaniem różnych rozwiązań konstrukcyjnych implantów [1, 2].

Zagadnienie kształtowania własności użytkowych instrumentarium zabiegowego stosowanego w chirurgii kostnej jest procesem kilkuetapowym. Przede wszystkim obejmuje on etap opracowania odpowiedniej jego postaci geometrycznej (dostosowanej do realizowanego zabiegu) oraz doboru własności mechanicznych materiału metalowego gwarantującego przeniesienie obciążeń generowanych w trakcie zabiegu chirurgicznego. W odniesieniu do wierteł chirurgicznych czynnikiem warunkującym ich przydatność jest przede wszystkim właściwa geometria ostrza. Jest ona determinowana głównie poprzez określenie kąta wierzchołkowego ostrza 2κ. W literaturze niewiele miejsca poświęca się zagadnieniom biomechaniki tej grupy narzędzi. Dotyczy to przede wszystkim analizy stanu odkształceń i naprężeń z uwzględnieniem ich przeznaczenia funkcjonalnego [3 ÷ 7].

Z tego względu w pracy przeprowadzono analizę wytrzymałościową z wykorzystaniem metody elementów skończonych wytypowanej postaci wiertła chirurgicznego w warunkach symulujących proces wiercenia w kości.

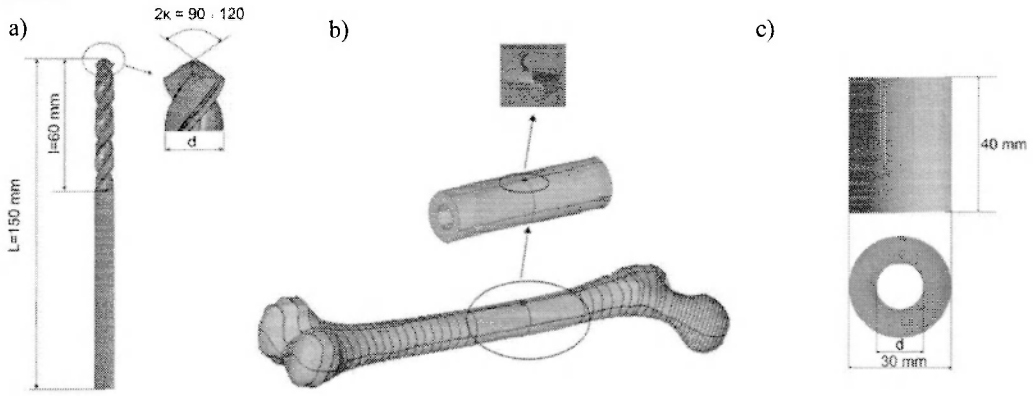
2. METODYKA BADAŃ

2.1. Model geometryczny

W ramach pracy analizowano postać konstrukcyjną wiertła chirurgicznego z chwytem walcowym. Stanowi ono, spośród opracowanych dla potrzeb chirurgii kostnej rodzajów

wierteł chirurgicznych, najczęściej stosowane narzędzie w zabiegach osteosyntezy. Dla potrzeb prowadzonej analizy opracowano modele geometryczne uwzględniające zróżnicowaną wartość kąta wierzchołkowego narzędzi: $2\kappa_1 = 90°$ i $2\kappa_2 = 120°$ – rys. 1a. Spośród typoszeregu wymiarowego wierteł analizę numeryczną prowadzono dla narzędzi o średnicy: $d_1 = 9{,}0$ mm, $d_2 = 4{,}5$ mm, $d_3 = 3{,}2$ mm i $d_4 = 1{,}0$. Długość całkowita i robocza wierteł była stała i wynosiła odpowiednio L = 150 mm i l = 60 mm.

W celu przeprowadzenia analizy numerycznej w warunkach symulujących proces wiercenia opracowano również model geometryczny kości udowej – rys. 1 b. Z uwagi na obszar prowadzonej analizy (środkowa część trzonu kości) model ten został uproszczony poprzez usunięcie kłykci. Ponadto w modelu wstępnie zasymulowano otwór o średnicy odpowiadającej średnicy analizowanych wierteł i odzwierciedlający ich geometrię ostrza. Dodatkowo opracowano model tulei symulującej część chwytową wiertarki – rys. 1 c. Do opracowania modeli geometrycznych wykorzystano oprogramowanie Inventor Professional 2008.



Rys. 1. Modele geometryczne: a) wiertła chirurgicznego z chwytem walcowym, b) kości udowej, c) tulei symulującej część chwytową wiertarki

W dalszej kolejności opracowano model geometryczny układu wiertło chirurgiczne – kość udowa uwzględniający dwa warianty procesu wiercenia. Wariant I przeprowadzonej analizy, obejmujący proces wiercenia w obrębie pojedynczej warstwy tkanki korowej kości udowej, miał na celu określenie prawidłowej wartości kąta wierzchołkowego 2κ – rys. 2a. Z kolei wariant II analizy, z uwagi na występujące przypadki łamania się wierteł w obszarze śródszpikowym kości, miał na celu wyznaczenie rozkładu naprężeń w funkcji przemieszczenia ścinu w kierunku prostopadłym do osi wiertła – rys. 2b.

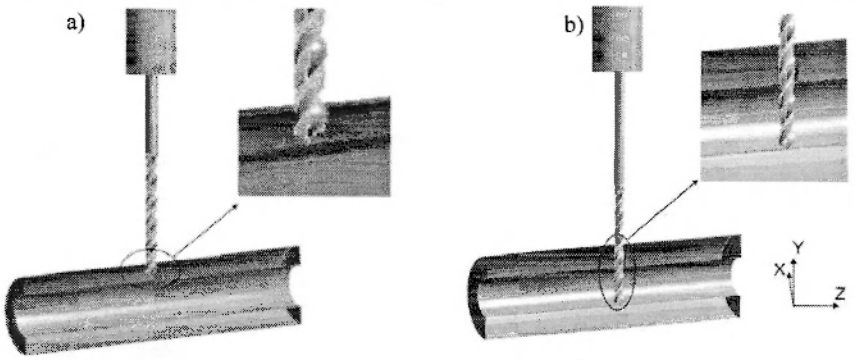
2.2. Model obliczeniowy

Dla opracowanych modeli geometrycznych wygenerowano siatkę do obliczeń metodą elementów skończonych. Do dyskretyzacji elementów analizowanego układu wykorzystano oprogramowanie ANSYS Workbench v11.

Dla przeprowadzenia obliczeń niezbędne było określenie i nadanie warunków początkowych oraz brzegowych, które z odpowiednią dokładnością odwzorowywały zjawiska zachodzące w układzie rzeczywistym. Przyjęto następujące założenia [8]:

- wiertło obciążono siłą osiową F = 60 N i zadano moment obrotowy M = 0,04 Nm,

- umiejscowienie podpór uniemożliwiało przemieszczenie kości oraz tulei wzdłuż osi X, Y i Z,
- zasymulowano kontakt wiertła z kością wzdłuż krawędzi skrawających i ścinu (wariant I) oraz na łysinkach w obrębie otworu wykonanego w warstwie tkanki korowej (wariant II).



Rys. 2. Model geometryczny układu wiertło chirurgiczne - kość udowa:
a) wariant I, b) wariant II

Zakres przeprowadzonej analizy obejmował wyznaczenie stanu odkształceń i naprężeń w poszczególnych obszarach wierteł chirurgicznych. Dla potrzeb analizy przyjęto następujące dane materiałowe [9]:

- wiertło chirurgiczne – stal martenzytyczna X39Cr13: E = 215 000 MPa, $\upsilon = 0{,}35$,
- tkanka korowa kości udowej: E = 18600 MPa, $\upsilon = 0{,}33$.

3. WYNIKI BADAŃ

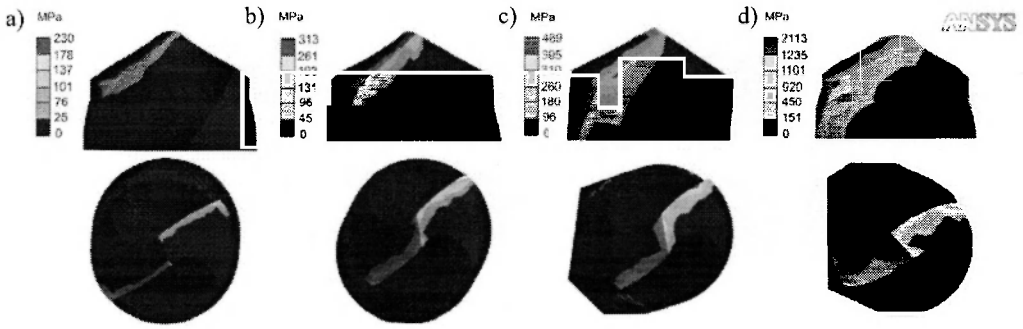
3.1. Wyniki analizy wytrzymałościowej – wariant I

Wyniki przeprowadzonych obliczeń dla analizowanych w pracy wartości średnic d wierteł o zróżnicowanej geometrii ostrza zestawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Wyniki analizy numerycznej wierteł chirurgicznych – wariant I

Średnica wiertła d, mm	**Kąt wierzchołkowy 2κ, °**	**Odkształcenie zredukowane ε_{max}, %**	**Naprężenie zredukowane σ_{max}, MPa**
1,0	**90°**	0,60	1450
	120°	0,93	2113
3,2	**90°**	0,43	395
	120°	0,61	489
4,5	**90°**	0,17	226
	120°	0,28	313
9,0	**90°**	0,05	81
	120°	0,10	230

Analiza uzyskanych wyników wskazuje na zróżnicowany rozkład wartości odkształceń i naprężeń zredukowanych w części roboczej narzędzi. Stwierdzono, że niezależnie od wartości średnicy d maksymalne wartości odkształceń i naprężeń zredukowanych występują w narzędziach o kącie wierzchołkowym $2\kappa_2 = 120°$ wzdłuż krawędzi skrawających w strefie zewnętrznej wiertła. Wartości te wynosiły odpowiednio ε_{max}= 0,93 % i σ_{max}= 2113 MPa – rys. 3.



Rys. 3. Rozkład naprężeń zredukowanych w wiertle o kącie wierzchołkowym $2\kappa_2 = 120°$: a) d_1 = 9,0 mm, b) d_2 = 4.5 mm, c) d_3 = 3,2 mm, d) d_4 = 1,0 mm

3.2. Wyniki analizy wytrzymałościowej – wariant II

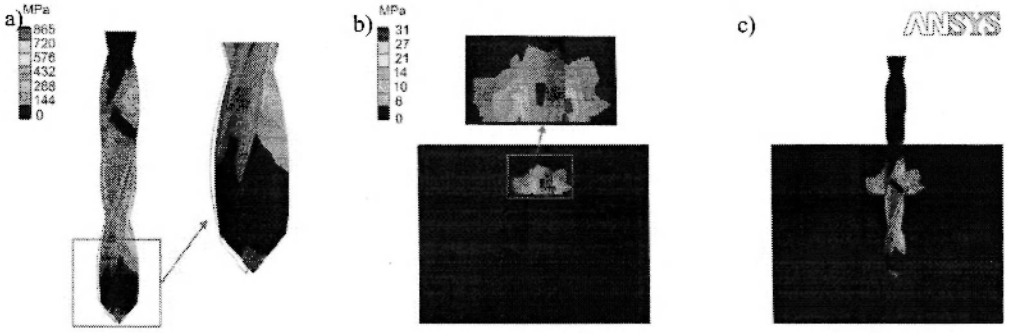
Wyniki przeprowadzonych obliczeń naprężeń zredukowanych w funkcji przemieszczenia ścinu dla analizowanych w pracy wartości średnic d wierteł zestawiono w tabeli 2.

Tabela 2. Wyniki analizy numerycznej analizowanych wierteł – wariant II

Srednica wiertła d, mm	Naprężenie zredukowane w wiertle chirurgicznym σ_{max}, MPa				Naprężenie zredukowane w kości udowej σ_{max}, MPa			
	Przemieszczenie ścinu, mm							
	0,1	0,3	0,6	1,0	0,1	0,3	0,6	1,0
1,0	320	926	1812	2610	2	10	26	49
3,2	285	865	1720	2360	11	31	72	121
4,5	255	786	1520	2190	25	87	185	320
9,0	221	742	1320	1983	59	150	296	436

Analiza uzyskanych wyników wskazuje na zróżnicowany rozkład wartości naprężeń w tej części roboczej wierteł – rys. 4. Stwierdzono, że największe wartości naprężeń zredukowanych, będące efektem przemieszczenia ścinu narzędzia o 1 mm, występują w wiertle o średnicy d_4 = 1,0 mm w jego górnej części roboczej w obszarze śródszpikowym. Wartość ta wynosiła σ_{max}= 2610 MPa. Dodatkowo wyznaczono rozkład wartości naprężeń zredukowanych w kości w funkcji przemieszczenia ścinu wiertła. Spośród wszystkich analizowanych wariantów obliczeń największe wartości naprężeń zredukowanych

generowanych w kości udowej obserwuje się w przypadku wiertła o średnicy $d_1 = 9{,}0$ mm po przemieszczeniu ścinu o wartość 1 mm. Wartość ta wynosiła $\sigma_{max} = 436$ MPa.



Rys. 4. Rozkład naprężeń zredukowanych w funkcji przemieszczenia ścinu o wartość 0,3 mm a) w wiertle o średnicy $d_3 = 3{,}2$ mm, b) w obszarze otworu w kości udowej, c) w układzie wiertło-kość udowa

4. PODSUMOWANIE

W pracy przeprowadzono analizę wytrzymałościową wierteł chirurgicznych w warunkach symulujących proces wiercenia w kości z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Na podstawie przeprowadzonych analiz stwierdzono (wariant I), że niezależnie od analizowanej wartości średnicy wierteł d największe wartości odkształceń i naprężeń zredukowanych występują w przypadku kąta wierzchołkowego $2\kappa_2 = 120^\circ$ – tabela 1, rys. 3. Zatem korzystniejszym rozwiązaniem jest stosowanie narzędzi o kącie wierzchołkowym $2\kappa_1 = 90^\circ$. Dobór odpowiedniej geometrii ostrza narzędzi stanowi jeden z zasadniczych czynników korzystnie wpływających na trwałość użytkową chirurgicznego instrumentarium zabiegowego. Stwierdzono ponadto, że w przypadku wierteł o średnicy $d_4 = 1{,}0$ mm (niezależnie od wartości kąta 2κ) generowane są naprężenia, których wartość przekracza granicę plastyczności ($Rp_{0,2} = 1400$ MPa) analizowanego w pracy materiału wiertła. Zatem konsekwencją procesu wiercenia w kości udowej przy zadanym obciążeniu siłą $F = 60$ N i momentem obrotowym $M = 0{,}04$ Nm może być intensywny proces niszczenia wiertła w obrębie jego krawędzi skrawających.

Z uwagi na występujące w trakcie procesu wiercenia w kości przypadki łamania się wierteł (w obszarze śródszpikowym kości) w pracy analizowano również wpływ przemieszczania ścinu w kierunku prostopadłym do osi narzędzia na rozkład naprężeń zredukowanych w jego części roboczej (wariant II). Stwierdzono, że największe wartości naprężeń zredukowanych występują w wiertle o średnicy $d_4 = 1{,}0$ mm (przemieszczenie o wartość 1 mm). Z kolei największe wartości naprężeń zredukowanych generowanych w kości udowej obserwuje się w przypadku zastosowania wiertła o średnicy $d_1 = 9{,}0$ mm (przemieszczenie o wartość 1 mm) – tabela 2. Na podstawie przeprowadzonych obliczeń i analiz stwierdzono, że dopuszczalne naprężenia nie przekraczające wartości $Rp_{0,2}$ występują w przypadku przemieszczenia ścinu o 0,6 mm wiertła o średnicy $d_1 = 9{,}0$ mm. Natomiast dla pozostałych średnic graniczna wartość przemieszczenia ścinu wynosi 0,5 mm.

Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2009-2011 jako projekt badawczy.

LITERATURA

[1] Paszenda Z., Tyrlik-Held.J.: Instrumentarium chirurgiczne. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2003
[2] Marciniak J.: Biomateriały. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2002
[3] Price M., Molloy S., Solan M., Sutton A., Ricketts D.: The rate of instrument breakage during orthopaedic procedures. International Orthopaedics 26, 2002, pp.185-187.
[4] Bachus K., Rondina M., Huntchinson D.: The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. Medical Engineering & Physics 22, 2000, pp. 685–691
[5] Udiljak T., Ciglar D, Skoric S.: Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis. Advances in Production Engineering&Management 2, 2007, pp.103-112
[6] Allan W., Williams E., Kerawala C.J.: Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 43, 2005, pp. 314-319
[7] Karmani S., Lam F.: The design and function of surgical drills and K-wires. Current Orthopaedics, vol. 18, issue 6, 2004, pp. 484-490.
[8] Hillery M., Shuaib I. (1999) Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. Journal of Materials Processing Technology 92-93: 302 – 308.
[9] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnictwo Politechniki Wrocławskiej, Warszawa, 1997

APPLICATION OF FEM IN ANALYSIS OF SURGICAL DRILL – FEMUR SYSTEM

Summary. This work concentrates on the numerical analysis of a surgical drill-femur system under conditions simulating the bone drilling process, using a finite-element method. Geometrical models of the surgical tools of diverse geometry of the edge and diameters were worked out for selected drills. The applied boundary conditions reflected phenomena in real system with appropriate accuracy. The obtained results are a basis for improvement of the drills' geometry and optimization of their mechanical properties.

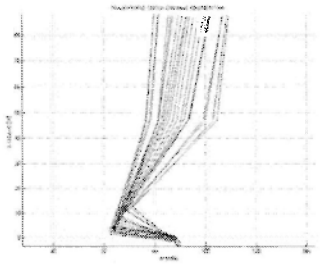
Michalina BŁAŻKIEWICZ Wydział Rehabilitacji, AWF w Warszawie
Andrzej WIT Wydział Rehabilitacji AWF, Wydział Ochrony Zdrowia ALMAMER w Warszawie

WPŁYW ZMIANY POŁOŻENIA CoP NA WARTOŚĆ BŁĘDU MOMENTU SIŁY W STAWIE SKOKOWYM W CHODZIE

Streszczenie. Celem pracy jest przedstawienie analizy błędów oraz wyników symulacji wartości momentów sił w stawie skokowym dla płaskiego modelu kończyny dolnej, wynikających z różnego przebiegu środka parcia stopy na podłoże (CoP - center of pressure). Składowa przednio-tylna CoP była przesuwana o wektory [a;b], gdzie a i b - dowolne liczby rzeczywiste. Wartości uzyskane dla symulacji wskazują, że zmiana położenia CoP może generować bardzo duże błędy w wartościach momentów. Jak wynika z symulacji dla badanego modelu zmiana położenia CoP o wektor np. [0;7] cm, generuje krzywą tożsamą z trajektorią przebiegu momentów w stawie skokowym w chodzie charakterystycznym dla osoby niepełnosprawnej.

1. WSTĘP

Najbardziej popularnym i kompleksowym sposobem pomiaru ruchu człowieka jest kinematografia uzupełniona o siły reakcji podłoża i sygnał EMG. Każdy z sygnałów jest rejestrowany przez osobne urządzenie, a te powinny być zsynchronizowane w celu eliminacji błędów i ułatwienia analizy. Błędy w obliczeniach momentów sił mięśniowych na drodze zagadnienia odwrotnego dynamiki generowane są przede wszystkim w sytuacji, gdy urządzenia pomiarowe nie są zsynchronizowane automatyczne, ale arbitralnie przez osobę wykonującą obliczenia w programie typu MatLab. Wpływ na błędy w obliczeniach będzie miał także system zapisu obrazu video. Jeżeli jest on wyposażony w kamery cyfrowe, wówczas możemy się spotkać z zamazaniem szybko poruszających się obiektów (ghost efect – "efekt ducha"), co powoduje duże trudności z określeniem dokładnego, rzeczywistego miejsca kontaktu badanego z podłożem. Z kolei programowe wprowadzenie rejestracji półobrazów (przeplotów) powoduje, że obserwowany ruch przetworzony do celów symulacji prezentuje się w sposób „podwójny" co oczywiście istotnie odbiega od ruchu rzeczywistego (rys 1).



Rys. 1. Zmiana położenia kończyny dolnej w chodzie z widocznym efektem przeplotów rejestracji ruchu.

Generowanie dodatkowych błędów wpływających na poprawność obliczeń momentów w stawach mają również:

1. Niedokładne oznaczenia środków obrotu stawów, co powoduje szereg błędów dotyczących wyliczeń kinematycznych a mianowicie błędy w wartościach:
   a. współrzędnych położeń poszczególnych stawów,
   b. długości segmentów,
   c. kątów stawach i kątów między segmentami ciała.
2. Indywidualna zmienność momentów bezwładności poszczególnych części ciała.
3. Wadliwe wygładzanie przebiegów czasowych.
4. Rozbieżność pomiędzy różnymi układami odniesienia.
5. Błędy pochodzące z niedokładnych pomiarów CoP i odpowiadającym im sił reakcji podłoża.

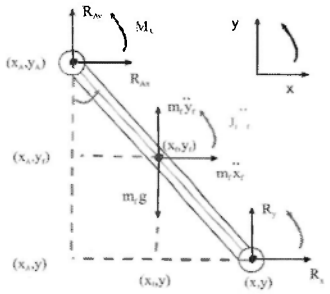
W niniejszym opracowaniu przedmiotem analizy jest oszacowanie wartości jednej z wyżej wymienionych kategorii błędów, jakie występują w analizie mechaniki chodu. Dotyczy ona błędów oraz wyników symulacji wartości momentów sił w stawie skokowym dla płaskiego modelu kończyny dolnej, wynikających z różnego przebiegu CoP.

2. MATERIAŁ I METODY BADAWCZE

W niniejszym opracowaniu do analiz numerycznych wykorzystano wyniki opublikowane przez Wintera [1]. O wyborze zdecydował fakt, że pomiary wykonane przez ten zespół przeprowadzono przy pełnej synchronizacji platform dynamometrycznych z kamerami video oraz z wykorzystaniem dokładniejszego sytemu w porównaniu z tym jakim aktualnie dysponujemy. Nasza ścieżka pomiarowa chodu składa się z systemu APAS i platformy KISTLER. Oba systemy pracują w sposób niezależny a synchronizację przeprowadza się manualnie na podstawie pierwszego kontaktu pięty z podłożem i odpowiadającemu mu pojawieniu się siły reakcji podłoża. W naszych dalszych pracach będziemy korzystali z własnego ciągu pomiarowego po wprowadzeniu odpowiedniego algorytmu synchronizacji.

3. MODEL FIZYCZNY I MATEMATYCZNY UKŁADU

Na potrzeby tej pracy został stworzony model kończyny dolnej, z którego pod uwagę wzięto tylko jeden człon - stopę w płaskim układzie współrzędnych (rys 2). W drodze obróbki numerycznej w środowisku MatLab wyliczono jego długość, pierwszą i drugą pochodną współrzędnych położenia stawów i środek ciężkości segmentu. Jako podstawę do obliczenia „geometrii mas" modelu wybrano model Zaciorskiego. Do środowiska MatLab zostały wprowadzone dwie współrzędne sił reakcji podłoża oraz współrzędne CoP (Center of Pressure) dla fazy podporu w chodzie a na podstawie odpowiednich równań mechanicznych wyliczono momenty w stawie skokowym.



Rys. 2. Model fizyczny stopy

Równania równowagi dynamicznej dla powyższego schematu przyjmują następującą postać:

$$\begin{cases} m_f \cdot \ddot{x}_f = R_A x - Rx \\ m_f \cdot \ddot{y}_f = R_A y - Ry - m_f \cdot g \\ J_f \cdot \ddot{\theta}_f = M_A + Ry \cdot (x - x_f) + Rx \cdot (y_f - y) - R_A y \cdot (x_f - x_A) - R_A x \cdot (y_A - y_f) \end{cases}$$

gdzie:

m_f - masa stopy

Rx, Ry - składowa pozioma i pionowa reakcji podłoża

x_f, y_f - współrzędne pozioma i pionowa środka ciężkości stopy

$\ddot{x}_f$, $\ddot{y}_f$ - przyśpieszenie poziome i pionowe dla stopy

J_f - moment bezwładności

θ_f, $\ddot{\theta}_f$ - współrzędna kątowa, oraz przyśpieszenie kątowe w płaszczyźnie strzałkowej

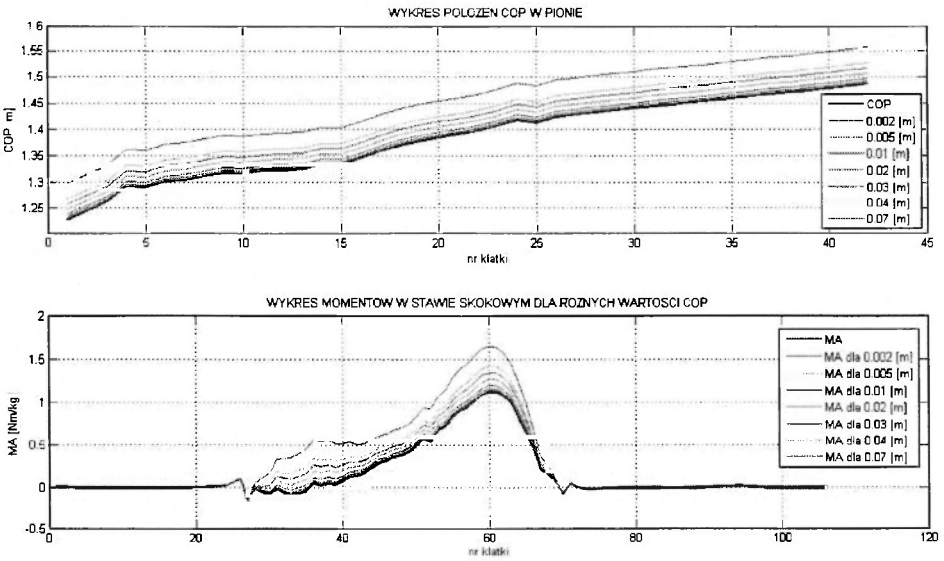
M_A - wypadkowy moment sił mięśniowych w stawie skokowym

x, y - współrzędne CoP

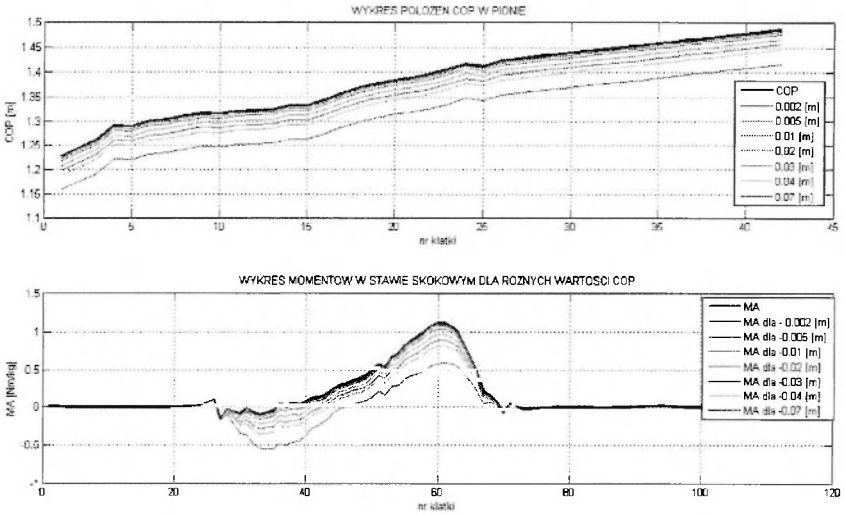
4. WYNIKI I ANALIZA

Symulacje przeprowadzono dla różnych położeń krzywej przebiegu środka parcia stopy na podłoże w czasie fazy podparcia w chodzie. Dokonano przesunięć CoP o wektory [0;a], gdzie a = ±0.002, ±0.005, ±0.01, ±0.02, ±0.03, ±0.04, ±0.07m (rys 3). Odpowiednio dla nowych wartości CoP zostały policzone momenty w stawie skokowym.

a)



b)



Rys. 3. Przesunięcia krzywych CoP o wektor [0;a], oraz odpowiednie momenty w stawie skokowym: a). dla a > 0 b). dla a < 0

Ponieważ zebrane wartości miały charakter dyskretny w związku z tym zastosowano wzór na liczenie błędu średniokwadratowego (MSE) liczonego tylko dla fazy podporu:

$$MSE = \frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N}(MA_{CoP} - MA)^2$$

gdzie:

N – liczebność próbki,
MA_{CoP} – moment w stawie skokowym liczony dla przesuniętych wartości CoP
MA – moment w stawie skokowym

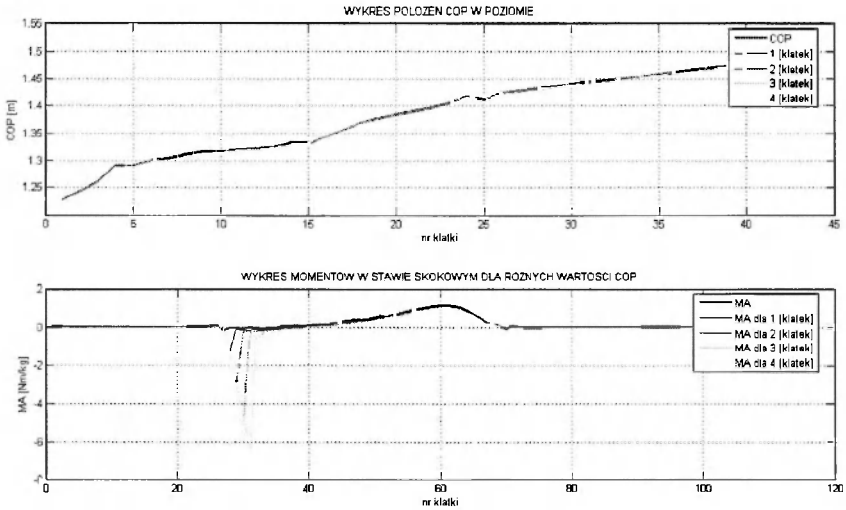
Tabela. 1. Wartości błędów średniokwadratowych dla momentów w stawie skokowym

MA liczone dla	CoP±0.002m	CoP±0.005m	CoP±0.01m	CoP±0.02m	CoP±0.03m	CoP±0.04m	CoP±0.07m
MSE	0.00013	0.00081	0.00326	0.01307	0.02940	0.05227	0.16010

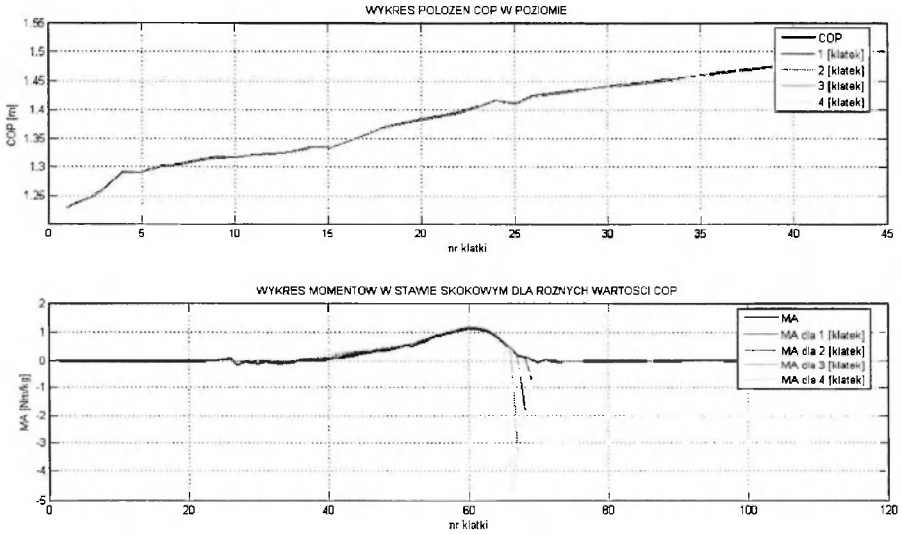
Analizując wyniki przedstawione w powyższej tabeli zauważamy, że największe błędy wynikają z przesunięcia CoP o wektor [0;±0.07] m, dla którego różnica między maksymalnymi wartościami momentów wynosi 0.52 Nm/kg, a krzywa kształtem przypomina trajektorię przebiegu momentów w stawie skokowym charakterystycznym dla osoby niepełnosprawnej. Najmniejsze błędy wynikają dla przesunięć o wektor [0;±0.002] m, a wykresy krzywych praktycznie się pokrywają.

W niniejszej pracy dokonano również przesunięć będących reprezentacją opóźnienia oraz przyśpieszenia synchronizacji filmu i platformy odpowiednio o 1, 2, 3, 4 klatki filmowe (rys 4). Okazuje się, że w tym przypadku, wartości momentów sił mięśniowych w stawie skokowym praktycznie nie ulegają zmianie. Największe błędy generowane są odpowiednio na początku i na końcu krzywej, jest to związane z brakiem synchronizacji danych i stąd wynikają też duże wartości błędów przedstawionych w tabeli 2.

a)



b)



Rys. 4. Przesunięcia krzywych CoP odpowiednio o 1, 2, 3, 4 klatki filmowe, oraz odpowiednie momenty w stawie skokowym dla a). opóźnienia (przesunięcia do tyłu) b) przyśpieszenia (przesunięcie do przodu)

Tabela. 2. Wartości błędów średniokwadratowych dla momentów w stawie skokowym

	klatka 1	**klatka 2**	**klatka 3**	**klatka 4**
MSE (dla przesunięcia do przodu)	0.04082	0.24180	0.74249	1.67009
MSE (dla przesunięcia do tyłu)	0.01763	0.11205	0.38444	0.95949

W niniejszej pracy pokazano, że największe błędy w obliczaniu momentów sił mięśniowych w stawie skokowym są generowane w przypadku braku synchronizacji filmu z platformą. Natomiast przesunięcia współrzędnych CoP wynikających na przykład z błędnego ustawienia klatki skalującej względem początku układu współrzędnych platformy powodując

znaczące zmiany kształtu krzywej momentu sił mięśniowych w stawie skokowym. Podobne rezultaty są opisane w pracy [2], gdzie rozpatrzono wpływ przesunięć CoP na momenty nie tylko w płaszczyźnie strzałkowej, ale również w czołowej i horyzontalnej w stawach skokowym, kolanowym i biodrowym. Autorzy udowodnili, że wielkość błędu kształtuje się od 16% (kierunek przednio–tylny) do 108% (kierunek boczny) dla przesunięć CoP o ±10mm w modelu 3D. W celu realizacji dalszych badań wskazane byłoby uzyskanie odpowiedzi na następujące pytanie: w jaki sposób układa się krzywa CoP na linii łączącej palce i piętę w płaszczyźnie strzałkowej podczas chodu, tak aby nawet dla nie zsynchronizowanych układów współrzędnych platformy i kamer można było policzyć z małymi błędami momenty w stawach?

LITERATURA

[1] Winter (1987) The Biomechanics and Motor Control of Human Gait, p:64
[2] Kim H. Y., Sakurai S., Ahn J. (2007) Errors in the Measurement of Center of Pressure (CoP) Computed with Force Plate Affect on 3D Lower Limb Joint Moment During Gait, International Journal of Sport and Health Science, 5(0);71-82.

THE INFLUENCE OF THE CHANGE OF COP ON THE ERRORS IN CALCULATION OF ANKLE JOINT MOMENT DURING GAIT

Summary. The purpose of this study was to investigate the effect of errors in the center of pressure (CoP) locations on two dimensional lower limb joint moment during gait. Kinematics and kinetic data were synchronized in MatLab. Antero – posterior component of CoP was shifted by vectors [a;b], where a and b -real numbers. The study shows that change of the location of CoP can generate very large mistakes in calculation of joint moments. As results from simulation for studied model the change of CoP about the vector e.g. [0;7]cm, generate the curve the same like for the handicap person.

Stefan BUĆKO, Marcin WIKŁACZ, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

ANALITYCZNO-EKSPERYMENTALNA METODA WYZNACZANIA SZTYWNOŚCI OSIOWEJ APARATU ILIZAROWA

Streszczenie. Praca prezentuje nietypowe ujęcie problemu wyznaczania sztywności aparatu Ilizarowa zawierającego druty Kirschnera oraz wkręty Schanza. Opracowana metoda obliczeń nie wymaga zastosowania metody elementów skończonych, a jedynie wykonania prostych eksperymentów i obliczeń. Niezbędne w analizie parametry opisujące podatność pierścieni Ilizarowa wyznaczano eksperymentalnie. Istotnym rozwinięciem, w stosunku do wcześniejszych prac jest opracowanie analitycznej metody opisu współpracy pierścieni Ilizarowa z wkrętami Schanza uwzględniającej podatność wszystkich elementów aparatu.

1. WSTĘP

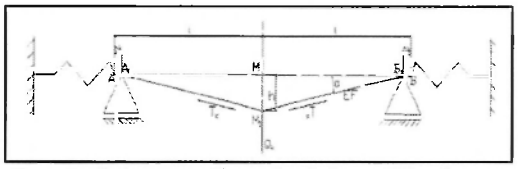
Wyznaczanie sztywności aparatu Ilizarowa zawierającego druty Kirschnera oraz grotowkręty Schanza jest ważnym zagadnieniem przy stosowaniu tej metody leczenia. Współcześnie dość często rozwiązuje się ten problem przy zastosowaniu metody elementów skończonych. Należy jednak pamiętać, że możliwe jest również opracowanie analityczno-eksperymentalnego podejścia do wyznaczania sztywności aparatu Ilizarowa, co zostało zaprezentowane dla układu z drutami Kirschnera w pracy [1]. Niezbędne w analizie, a trudne do wyznaczenia teoretycznego wielkości charakteryzujące podatność pierścieni Ilizarowa, liczby wpływowe umożliwiające wyznaczanie przemieszczeń liniowych i kątowych przekrojów pierścieni, można wyznaczać eksperymentalnie. Istotnym rozwinięciem, w stosunku do wspomnianej wyżej pracy [1], jest opracowanie analizy współpracy pierścienia Ilizarowa z grotowkrętami Schanza uwzględniającej podatność obu elementów. Opracowano ogólne zasady formułowania równań opisujących rozkład sił i przemieszczeń w układzie zawierającym druty Kirschnera w różnych położeniach oraz grotowkręty Schanza. Przedstawiona w pracy metodyka postępowania przy wyznaczaniu liczb wpływowych dla pierścienia oraz formułowania warunków zgodności odkształceń zespołu elementów są ogólne i mogą być stosowane dla szerokiej gamy układów aparatu Ilizarowa.

2. ANALIZA WSPÓŁPRACY PIERŚCIENIA Z DRUTAMI KIRSCHNERA I GROTOWKRĘTAMI SCHANZA

2.1. Współpraca pierścienia z drutami Kirschnera leżącymi w płaszczyźnie pierścienia

Poniżej przytoczono skrócony fragment koncepcji współdziałania drutów Kirschnera z pierścieniem Ilizarowa według pracy [1]. Ułatwi to czytanie dalszych analiz w niniejszej pracy. Podstawowe założenia tych analiz: odkształcenia pierścieni i drutów Kirschnera są

liniowo – sprężyste, pomija się wpływ odkształceń giętych drutów Kirschnera, pomija się osiowe przemieszczenia punktów zamocowania drutów Kirschnera (pierścienie podparte są teleskopami), przemieszczenia wywołane napięciem wstępnym, oraz ich przyrosty wywołane obciążeniem osiowym kości mają taki sam kierunek, oddziaływanie pierścienia w modelu obliczeniowym zastąpiono sprężynami o odpowiedniej sztywności, odrzucono również zasadę zesztywnienia.



Rys. 1. Schemat odkształceń drutu Kirschnera

Przyrost siły osiowej w drucie Kirschnera od siły pionowej Q_k wynosi wg rys. 1:

$$T_k = \Delta\varepsilon_k \cdot EF = \left(\frac{h^2}{2l^2} - \frac{\Delta_k}{l}\right)EF = \frac{1}{2}EF\frac{h^2}{l^2} - \frac{\Delta_k}{l}EF \tag{1}$$

$$\Delta_k = \delta_k T_k \tag{2}$$

Z warunków równowagi siła przenoszona przez jeden drut:

$$Q_k \cong 2T_{0k}\frac{h}{l} + 2\frac{EF}{2(1+K_k)}\frac{h^3}{l^3} \tag{3}$$

$$K_k = \delta_k \frac{EF}{l} \tag{4}$$

gdzie T_{0K} – napięcie wstępne drutu, EF – sztywność rozciągania drutu Kirschnera, δ_k – liczby wpływowe pierścienia.

Dla układu złożonego z pierścienia oraz „n" drutów Kirschnera umieszczonych w punktach 1,2,3,...,n pierścienia konieczne jest wprowadzenie liczb wpływowych w ogólniejszej formie:

$$\delta_{ij} = \frac{u_i}{P_j} \tag{5}$$

gdzie: u_i – przemieszczenie punktu „i" od siły P_j.

Dla i- tego drutu można zapisać równanie:

$$\delta_{i,1}T_i + \delta_{i,2}T_2 + ... + \left(\frac{l}{EF} + \delta_{n,n}\right)T_n = \frac{1}{2}l\left(\frac{h}{l}\right)^2, \text{gdzie } : i = 1,2,3,.....n. \tag{6}$$

W rezultacie otrzymuje się układ równań liniowych z uwagi na T_j. Po jego rozwiązaniu:

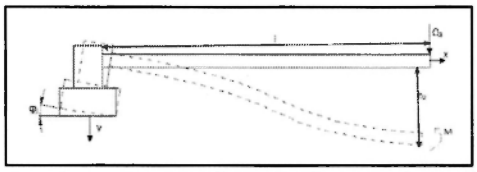
$$Q = \sum_{k=1}^{n} Q_k = \frac{2h}{l}\sum_{k=1}^{n} 2(T_{0k} + T_k) \tag{7}$$

Ponieważ punkty środkowe drutów Kirschnera przemieszczają się tak samo jak kość, przemieszczenia ich są równe. Zatem wzór ten określa zależność pomiędzy siłą pionową **Q** a przemieszczeniem pionowym środka drutu **h**.

2.2. Współpraca grotowkrętów Schanza z pierścieniem Ilizarowa

Jak pokazano wyżej druty Kirschnera realizują przenoszenie siły osiowej, przy czym istotną rolę odgrywają siły napięcia wstępnego w drutach. Grotowkręty Schanza wspierają się na pierścieniu tylko w jednym „punkcie" i przenoszą siłę osiową w aparacie wskutek zginania. Zapewnieniu odpowiedniego udziału grotowkręta w przenoszeniu siły osiowej służy

jego znacząco większy przekrój poprzeczny. Przyłożenie obciążenia kości do grotowkręta Schanza wymusza jego zginanie oraz skręcanie pierścienia. Wobec wkręcenia pręta Schanza w kość, koniec tego pręta przemieszcza się razem z kością przy czym można założyć, że kąt między prętem a kością nie ulegnie zmianie w procesie odkształcenia układu. Odpowiada to założeniu, że kąt obrotu końca grotowkręta związanego z kością równy jest zero. Oznacza to równocześnie konieczność przyłożenia na końcu grotowkręta momentu M o wartości zapewniającej zerowanie kąta obrotu końcowego przekroju (rys. 2).



Rys. 2. Przyjęty schemat odkształceń grotowkręta Schanza

Przemieszczenie końca grotowkręta wywołane działaniem siły Q_3 (rys. 2) można wyznaczyć wykorzystując równanie różniczkowe odkształconej osi belki (grotowkręta) z odpowiednimi warunkami brzegowymi:

$$EJw'' = Q_3(l-x) - M; \text{ przy warun kach : } w(0) = 0, w'(0) = \varphi_I, w'(l) = 0 \tag{8}$$

Istotnym parametrem w rozpatrywanym zagadnieniu jest kąt obrotu związany z pierścieniem końca grotowkręta Schanza - φ_I związany z obciążeniami oraz sztywnością pierścienia z uwagi na skręcanie. Wielkości niezbędne do wyznaczenia kąta φ_I można wyznaczyć na podstawie danych z eksperymentu pozwalających na wyznaczenie liczby wpływowej związanej ze sztywnością skrętną pierścienia, a mianowicie $\delta^s_{i,j}$ zdefiniowanej dla jednego grotowkręta umieszczonego w punkcie i jako:

$$\delta^s_{i,i} = \frac{\varphi_I}{M_u} = \frac{\varphi_I}{\frac{1}{2}Q_3 l - \frac{EJ}{l}\varphi_I} \tag{9}$$

Sposób doświadczalnego wyznaczania liczb wpływowych $\delta^s_{i,j}$ zostanie opisany w dalszych rozdziałach. Po wykonaniu całkowania równania linii ugięcia oraz wykorzystaniu warunków brzegowych można uzyskać związek między siłą pionową, a przemieszczeniem końca grotowkręta:

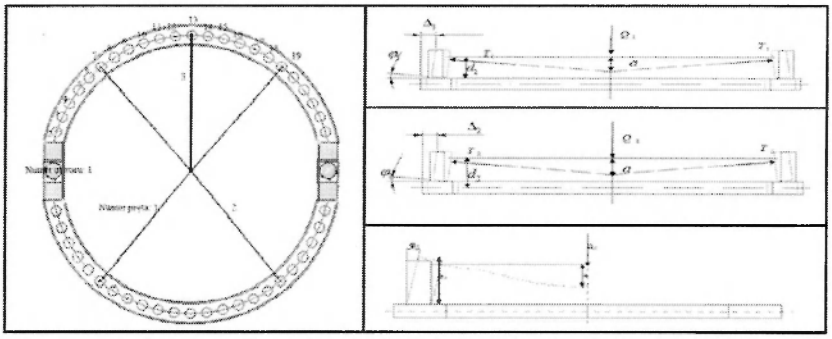
$$h_2 = \frac{Q_3 l^3 \delta^s_{i,i}}{4(l + EJ\delta^s_{i,i})} + \frac{Q_3 l^3}{12EJ} \tag{10}$$

Należy tutaj zaznaczyć, że w przypadku występowania innych elementów jak np. druty Kirschnera będzie to rzutować istotnie na wartości kąta obrotu oznaczonego jako φ_I.

3. PRZYPADEK DOWOLNEGO POŁOŻENIA DRUTÓW I PRĘTÓW W PŁASZCZYZNACH RÓWNOLEGŁYCH

Całkowita siła (Q) działająca prostopadle do płaszczyzny pierścienia jest sumą sił przenoszonych przez druty Kirschnera (Q_1, Q_2) i wkręt Schanza (Q_3).

$$Q = Q_1 + Q_2 + Q_3 = \frac{2a}{l}(T_{01} + T_{02} + T_1 + T_2) + Q_3 \tag{11}$$



Rys. 3. Zamocowanie oraz odkształcenia dwóch drutów Kirschnera i grotowkręta Schanza

Środek drutu Kirschnera i koniec grota Schanza przemieszczają się o tą samą odległość „a" (rys. 3). Przemieszczenie to wyznaczono dla wkrętu Schanza i opisane jest zależnością:

$$a = l(\delta_{13,19}{}^{s}d_1T_1 + \delta_{13,7}{}^{s}d_2T_2 + \frac{l^2\delta^s_{13,13}Q_3}{2(l+\delta^s_{13,13}EJ)}) + \frac{\delta^s_{13,13}Q_3l^3}{4(l+\delta^s_{3,13}EJ)} + \frac{Q_3l^3}{12EJ} \tag{12}$$

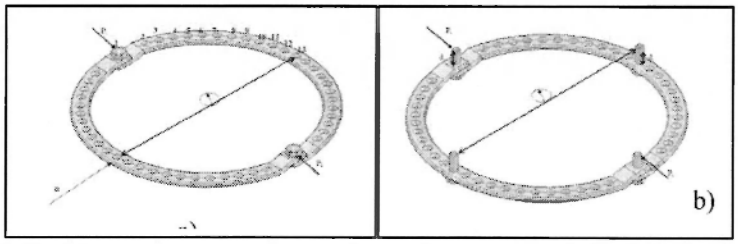
We wzorze zostały uwzględnione przemieszczenia i obroty pierścienia wywołane przez druty Kirschnera. Sposób wyznaczenia przyrostów sił osiowych przedstawiono w rozdziale 2.1. W tym przypadku przyrosty sił osiowych wynoszą:

$$T_1 = \left(\frac{a^2}{2l^2} - \frac{\Delta_1}{l}\right)EF = \frac{EF(a^2 - 2l\delta_{19,7}T_2 - 2l\delta^s_{19,13}d_1(\frac{1}{2}Q_3l - \frac{EJ}{l}\frac{l^2\delta^s_{13,13}Q_3}{2(l+\delta^s_{13,13}EJ)})}{2l^2 + 2lEF\delta_{19,19}} \tag{13}$$

$$T_2 = \frac{EF(a^2 - 2l\delta_{7,19}T_1 - 2l\delta^s_{7,19}d_2(\frac{1}{2}Q_3l - \frac{EJ}{l}\frac{l^2\delta^s_{13,13}Q_3}{2(l+\delta^s_{13,13}EJ)})}{2l^2 + 2lEF\delta_{7,7}} \tag{14}$$

Z przytoczonych wyżej równań (11), (12), (13) i (14), po ich rozwiązaniu możliwe jest wyznaczenie: $T_1, T_2, Q_1, Q_2, Q_3, a$.

4. DOŚWIADCZALNE WYZNACZENIE LICZB WPŁYWOWYCH



Rys. 4. Punkty pomiaru przemieszczeń, w celu wyznaczenia liczb wpływowych

Jak wspomniano w p. 1 niezbędne do metody analitycznej parametry charakteryzujące podatność pierścienia – liczby wpływowe – wyznaczano doświadczalnie podobnie do sposobu stosowanego w pracy [1]. Dla wyznaczenia macierzy liczb wpływowych pierścienia konieczne jest wykonanie dwóch serii pomiarów przemieszczeń przy odpowiednio dobranych warunkach obciążenia. Pierwsza seria pomiarów obejmowała wyznaczenie (pomiar)

przemieszczeń u_i^g w płaszczyźnie środkowej pierścienia wynikających ze zginania siłami działającymi wzdłuż średnicy w płaszczyźnie środkowej – co pokazano na rys.4a. W technice pomiarów można wykorzystać zależności wynikające z twierdzenia Maxwella.
W drugiej serii pomiarów obciążano pierścień siłami przyłożonymi do wsporników sztywno z nim połączonych, wzdłuż linii równoległej do średnicy i odległej od powierzchni środkowej o wielkość d_i ($d_i = 11\ mm$) (rys.4b). Mierzono w tym przypadku przemieszczenia u_i w odległości d_j ($d_j = d_i = 11\ mm$) będące sumami przemieszczeń u_i^g oraz przemieszczeń u_i^s wynikających z obrotu przekroju poprzecznego pierścienia wskutek działania momentu $M = P_i d_i$. Powyższe dwie serie pomiarów pozwalają na wyznaczenie niezbędnych w analizie sztywności liczb wpływowych $\delta_{i,j}^g$ oraz $\delta_{i,j}^s$ (15),(16).

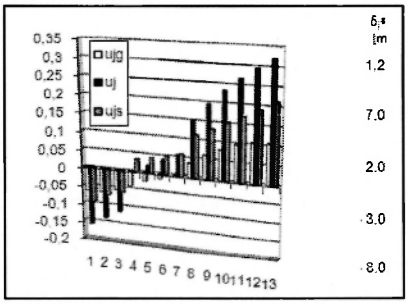
Przemieszczenie radialne punktu A_i odległego o d_j od płaszczyzny środkowej pierścienia, wywołane siłą P_i działającą równolegle do średnicy, w odległości d_i od płaszczyzny środkowej, można określić wzorem:

$$\Delta_i = u_i^g + u_i^s = P_i \delta_{i,j}^g + (P_i d_i)\delta_{i,j}^s d_j = P_i(\delta_{i,j}^g + \delta_{i,j}^s d_i d_j) = P_i \cdot \delta_{i,j} \tag{15}$$

dzięki czemu możemy sformułować zależność:

$$\delta_{i,j} = \delta_{i,j}^g + \delta_{i,j}^s \cdot d_i \cdot d_j \tag{16}$$

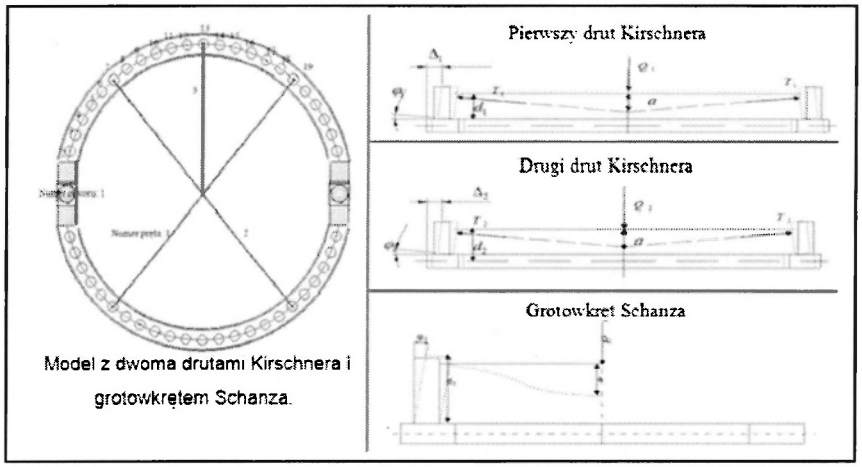
Liczby wpływowe $\delta_{i,j}$ wyznaczone zostały dla przypadku, gdy siła przykładana jest równolegle do średnicy pierścienia na odległości $d_0 = 11[mm]$.



Rys. 5. Wykresy zmierzonych wartości przemieszczeń pierścienia u_j^g, u_j^s, u_j^{Σ} oraz obliczonych na tej podstawie liczb wpływowych $\delta_{i,j}^g = \frac{u_i^g}{P}$, $\delta_{i,j}^s = \frac{u_i^s}{d_j}\frac{1}{M}$

5. PRZYKŁAD LICZBOWY

Powyższy sposób rozumowania zastosowano do obliczenia sztywności pierścienia Ilizarowa z zamocowanymi dwoma drutami Kirschnera oraz grotowkrętem Schanza, w trzech różnych odległościach od płaszczyzny pierścienia. Otrzymano następujące wyniki: przemieszczenie końca kości $a \approx 2{,}5[mm]$, rozkładu sił osiowych w drutach Kirschnera $T_{c1} = 997[N], T_{c2} = 984{,}2[N]$; Rozkład sił działających prostopadle do powierzchni pierścienia $Q_1 \approx 64{,}8[N]$, $Q_2 \approx 64[N]$, $Q_3 \approx 71{,}1[N]$.



Rys. 6. Sposób zamontowania dwóch drutów Kirschnera i grotowkręta Schanza w odległościach: $d_1 = 10[mm], d_2 = 20[mm], d_3 = 15[mm]$

Schemat odkształcenia pierścienia i grotowkręta Schanza są zbliżone do rzeczywistego (rys. 6). Analizując wyniki można stwierdzić, że wkręt Schanza może w dużym stopniu zastąpić drut Kirschnera, co ma niemałe znaczenie w zastosowaniu praktycznym.

LITERATURA

[1] Bućko S., Mazurkiewicz S.: Teoretyczna i doświadczalna analiza podatności aparatu Ilizarowa, XIII Sympozjum Mechaniki Eksperymentalnej Ciała Stałego, Jachranka, 1998.
[2] Bućko S., Mazurkiewicz S.: Metoda uzyskiwania wymaganych sił napięcia wstępnego drutów Kirschnera, 4 Seminarium Mechanika w Medycynie, Rzeszów, 1998.
[3] Bućko S., Forma K., Herdzina M.: System szybkiej numerycznej analizy podatności wybranych układów aparatu Ilizarowa, Aktualne Problemy Biomechaniki, Gliwice, 2009.
[4] Wikłacz M.: Analiza współpracy drutów Kirschnera i grotowkrętów Schanza w aparacie Ilizarowa, praca dyplomowa, Politechnika Krakowska, 2007.

ANALYTICAL-EXPERIMENTAL METHOD FOR EVALUATING AXIAL STIFFNESS OF THE ILIZAROW APPARATUS

Summary. This paper presents an uncommon solution to the problem of acquiring the value of stiffness of the Ilizarow apparatus that consists of Kirschner wires and Schanz screws. The proposed method does not require the application of the Finite Element Method, as the only necessary requirement is the execution of a few basic experiments and calculations. The parameters defining the sensibility of the Ilizarow rings are acquired through the experimental means. A significant improvement in comparison to the earlier works in this field is the derivation of the analytical method for describing the cooperation of Ilizarow rings and the Schanz screws, with regard to the sensibility of all the apparatus' elements.

Iwona CHUCHNOWSKA, Jerzy ŚWIDER, Agnieszka SĘKALA, Instytut Automatyzacji Procesów Technologicznych i Zintegrowanych Systemów Wytwarzania, Politechnika Śląska, Gliwice
Artur BACZYŃSKI, Automatyka i Robotyka, Politechnika Śląska, Gliwice

KONCEPCJA STACJONARNEGO, INTERAKTYWNEGO ROWERKA REHABILITACYJNEGO DLA DZIECI

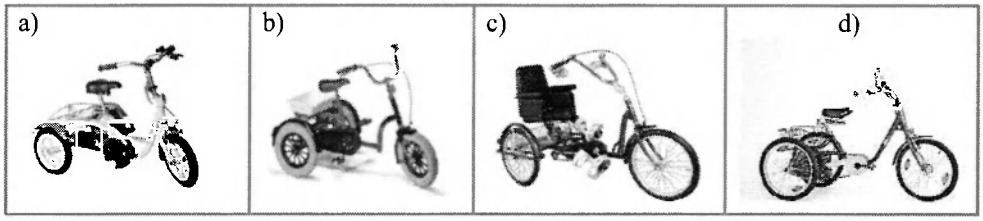
Streszczenie. W pracy przedstawiono koncepcję stacjonarnego, interaktywnego rowerka rehabilitacyjnego dla dzieci poniżej trzeciego roku życia. Rehabilitacja małych dzieci musi być dostosowana do ich potrzeb oraz możliwości, a także powinna w sposób wszechstronny uwzględniać ich odrębność strukturalną i czynnościową wynikającą z wieku. Leczenie dysfunkcji kończyn dolnych przy minimalnej świadomości dziecka podczas zabawy podnosi atrakcyjność rehabilitacji, zwiększając zainteresowanie małego pacjenta oraz umożliwia dłuższe wykonywanie różnych czynności nie powodując znudzenia. Koncepcję rowerku wykonano w programie Autodesk Inventor.

1. WSTĘP

Obniżona sprawność psychofizyczna dzieci niepełnosprawnych powoduje, że mają one trudności w rozwoju, nauce, jak również w społecznym przystosowaniu się do otoczenia. Wcześnie zastosowana stymulacja psychoruchowa może zapobiec, lub przynajmniej ograniczyć, powstanie patologicznych wzorców postawy i ruchu. Rehabilitacja dzieci musi być dostosowana do ich potrzeb i, przede wszystkim, możliwości. Powinna w sposób wszechstronny uwzględniać aspekt neuropsychologiczny, ruchowy oraz poznawczy. Głównym celem rehabilitacji jest nabycie przez dziecko odpowiednich dla swojego przedziału wiekowego czynności i umiejętności. Prawidłowo prowadzona powinna stać się częścią codziennego życia dziecka, jego nauki oraz zabawy. Wybór form pracy z niepełnosprawnym dzieckiem zależy między innymi od możliwości nawiązania z nim kontaktu oraz świadomego wykonania poleceń. Jest to często niemożliwe lub bardzo ograniczone, zwłaszcza u najmniejszych dzieci i wymaga stosowania specjalnych metod rehabilitacji wykorzystujących działanie odruchowe. Rehabilitacja nie może zniechęcać dziecka do dalszej pracy oraz nie powinna kojarzyć się z bólem. W realizacji celów rehabilitacji dzieci, bardzo pomocne są różnego rodzaju urządzenia, które oprócz spełniania podstawowych zadań wynikających z ich przeznaczenia mają także duże znaczenie w podnoszeniu atrakcyjności rehabilitacji, zwiększając zainteresowanie dziecka oraz umożliwiając dłuższe wykonywanie różnych czynności przy mniejszym zmęczeniu.

Cykloterapię stosuje się w celu usprawnienia czynności ruchu, układu krążenia i oddychania przy pomocy jazdy rowerem rehabilitacyjnym. Stosowana jest przez osoby z różnymi schorzeniami ruchu, schorzeniami neurologicznymi (stwardnienie rozsiane) z niedowładem po udarach mózgu i rdzenia kręgowego, polineuropatii, z zaburzeniami równowagi. Ta forma rehabilitacji wpływa korzystnie na zrównoważenie funkcji psychicznej

i zaburzeń neurowegetatywnych oraz zmniejszenie tkanki tłuszczowej, nie obciążając przy tym nadmiernie układu krążenia.

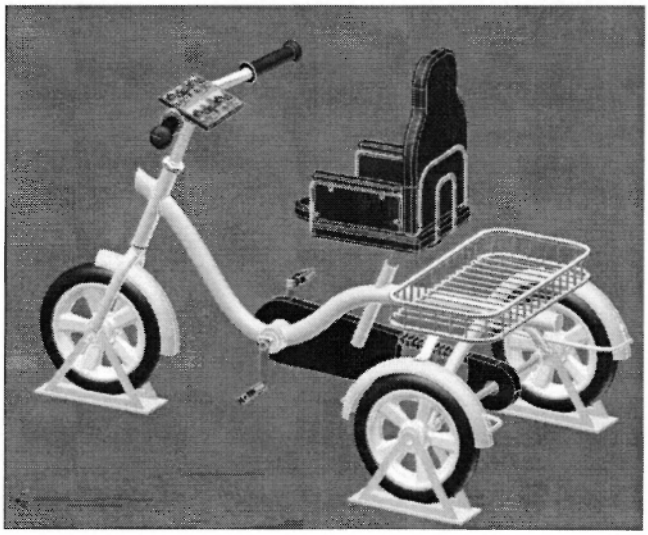


Rys.1. Rowerki rehabilitacyjne dla dzieci, trójkołowe, oferowane na rynku przez firmy: a) Van Raam, b) Gortomed, c) Misiarz, d) Draisin

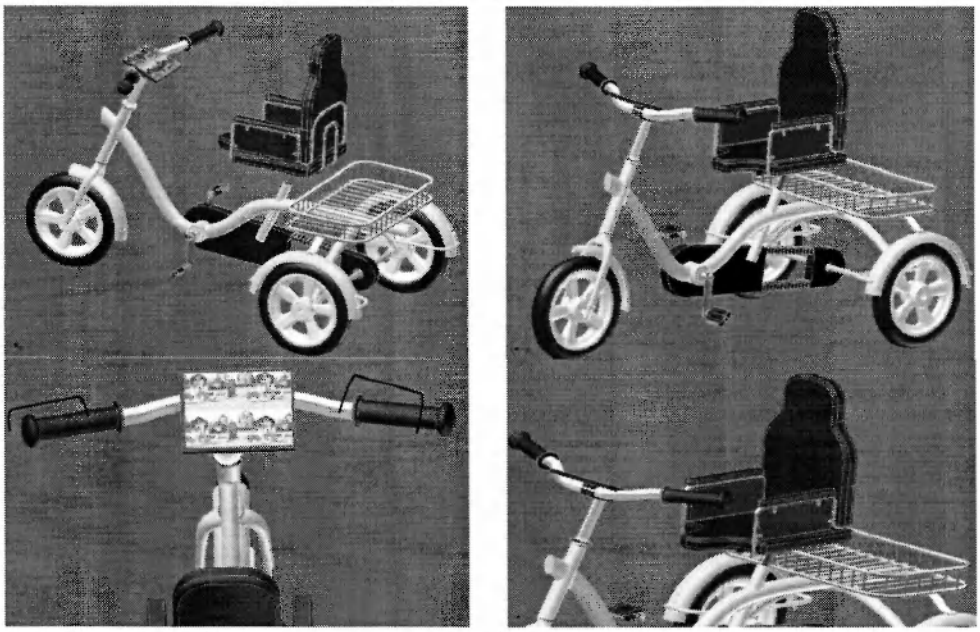
Obecnie na krajowym rynku rehabilitacyjnym istnieje kilka firm, zajmujących się projektowaniem i produkcją rowerków rehabilitacyjnych dla dzieci, należą do nich m.in.: Van Raam, Gortomed, Misiarz, Draisin. Niestety, żaden z producentów czy dystrybutorów nie ma w swojej ofercie rowerków stacjonarnych przeznaczonych dla dzieci w wieku poniżej trzech lat. Im wcześniej zacznie się proces rehabilitacji dziecka tym będzie on łatwiejszy, szybszy i przyniesie więcej sukcesów.

2. CHARAKTERYSTYKA ROWERKU REHABILITACYJNEGO

Interaktywny, stacjonarny rowerek rehabilitacyjny (rys. 2) jest nowatorskim urządzeniem przeznaczonym do kinezyterapii dla dzieci poniżej trzeciego roku życia. Z wyglądu urządzenie przypomina dziecięcy, niczym nie wyróżniający się rowerek, który może być zarówno rowerkiem stacjonarnym (poprzez zastosowanie specjalnych stojaków), jak i mobilnym.



Rys. 2. Model interaktywnego stacjonarnego rowerka dla dzieci poniżej trzeciego roku życia



Rys. 3. Model interaktywnego rowerka dla dzieci poniżej trzeciego roku życia

Nowatorstwo tego urządzenia polega na połączeniu tradycyjnej cykloterapii z metodą usprawniania Glena Domana. Według Glena Domana mózg rozwija się tym intensywniej, im intensywniej jest używany, podobnie jak mięśnie. Poprzez zastosowanie metody Glena Domana dzieci nie tylko szybciej się uczą, ale cały proces usprawniania jest tak naprawdę zabawą. Usprawnianie polega na „bodźcowaniu" mózgu takimi sygnałami, jakie powinien on otrzymać przy normalnym rozwoju, na przykład stosuje się specjalnie przygotowane plansze za pomocą których rozwija się wiedzę dziecka z zakresu różnych pojęć. Na początku jest to najbliższe otoczenie, następnie coraz dalsze, aż w końcu rozwija się wiedzę dziecka dotyczącą konkretnych zainteresowań. Plansze są przygotowane według określonych zasad; są realistyczne, jednoplanowe, ściśle nazwane, atrakcyjne. Plansze pokazywane są według ściśle zaplanowanego harmonogramu. Zrelaksowane dziecko patrzy na planszę przez jedną sekundę, wystarczy to, żeby zaznajomić się z podstawowymi pojęciami. Podejmując terapię należy wcześniej opracować odpowiednią ilość materiałów dydaktycznych. Rowerek może być podłączony do komputera lub specjalnego ekranu synoptycznego zamontowanego na kierownicy. Urządzenie podłączone do komputera funkcjonuje ze sprzężeniem zwrotnym tzn. ruch pedałów wywołuje pokaz slajdu, brak ruchu nie wywołuje kolejnego slajdu. Innowacyjność urządzenia polega na tym, że dzieci poprzez jazdę na rowerze sterują obrazami/slajdami na ekranie komputera. Widoczne natychmiast na ekranie rezultaty ich wysiłków bardzo mobilizują małych pacjentów do dalszej pracy i tym samym rehabilitacja jest o wiele bardziej skuteczniejsza od tradycyjnej (opierającej się zwykle tylko na sugestiach i motywowaniu chorych dzieci przez ich opiekunów czy trenerów). Małe gabaryty urządzenia sprawiają, że rehabilitacja może odbywać się w domu przed komputerem lub telewizorem np. podczas oglądania bajek czy programów edukacyjnych. Po rozmontowaniu stojaka, rower może pełnić funkcję tzw. „zwykłego" rowerku rekreacyjnego dla dzieci. W prezentowanym rowerku uwzględniono możliwość stosowania różnego rodzaju urządzeń zapewniających bezpieczeństwo małych pacjentów, a także dodatkowo wspomagających ich rehabilitację, którymi są różnego rodzaju stabilizatory kończyn górnych i dolnych oraz kręgosłupa i głowy, w rozmiarze dostosowanym do wielkości i stopnia niepełnosprawności dziecka. Przewidziano

także możliwość przymocowania specjalnej prowadnicy, z tyłu siodełka w celu zwiększenia kontroli i asekuracji dziecka podczas jazdy, w przypadku kiedy jest odłączony od stojaków.

3. PODSUMOWANIE

Podczas jazdy na rowerku pracujące mięśnie zwiększają swoją masę i siłę. Podejmowane czynności w wyniku terapii w przypadkach niedowładów lub porażeń mogą przywrócić czynności tych mięśni, poprawiając ich elastyczność oraz zwiększyć ich zdolność reagowania na bodźce układu nerwowego. Poprzez połączenie zabawy z rehabilitacją dzieci mogą się uczyć nowych rzeczy. W opracowywanym rowerku uwagę dzieci skupiają interaktywne plansze, przez co szybko się nie nudzą, a tym samym chętniej powtarzają ćwiczenia. Zastosowanie rozpatrywanego rowerka do rehabilitacji małych pacjentów może przynieść wiele wymiernych korzyści, a mianowicie: zwiększenie ruchów w stawach, poprawę elastyczności, sprężystości torebek, wiązadeł stawowych, poprawę ukrwienia, wzmocnienie siły mięśni, zwiększenie ich masy, utrzymanie prawidłowej długości, elastyczności mięśni, podniesienie sprawności ogólnej oraz poprawę rozwoju psychicznego.

LITERATURA

[1] Marek Woźniewski, Technika i technologie wspierające dzieci o specjalnych potrzebach. V Trzebnickie forum integracyjne.
[2] Doman G., Jak postępować mając dziecko z uszkodzeniem mózgu, PROTEXT, Poznań 1996.
[3] Malinowska K., „Kinezyterapia", Wydawnictwa Lekarskie PZWL, Warszawa 2006.
[4] http://www.glenndoman.pl
[5] http://www.draisin.pl

THE CONCEPT OF A STATIONARY, INTERACTIVE REHABILITATION BICYCLE FOR CHILDREN

Summary. This paper presents the concept of a stationary, interactive rehabilitation bicycle for children below the age of three. The rehabilitation of small children has to be adjusted to their needs and possibilities and it should comprehensively take into account children's structural and functional diversity related to their age. The treatment of dysfunction of lower limbs while the child is barely aware of it during play, increases the attractiveness of rehabilitation and thus child's engagement and allows for longer exercises that do not cause boredom. The concept of the bicycle has been prepared with the use of Inventor software.

Anna **FLORIAŃCZYK**, Grzegorz **WRÓBLEWSKI**, Instytut Mechaniki i Poligrafii, Politechnika Warszawska, Warszawa

MODELOWANIE GEOMETRYCZNE I NUMERYCZNE ŻUCHWY CZŁOWIEKA

Streszczenie: Tematem pracy jest kompleksowy proces modelowania geometrycznego i numerycznego żuchwy człowieka od momentu akwizycji danych z rzeczywistego obiektu (badanie tomograficzne pacjenta CT) poprzez wirtualne odtworzenie geometrii, a na obliczeniach stanu naprężeń, przemieszczeń i odkształceń pod wpływem sił pochodzących od głównych grup mięśniowych kończąc. Badaniu poddano trzy modele żuchwy: kość zdrowa, po resekcji prawej części (wskutek przebytej choroby onkologicznej) i kość z aplazją obu gałęzi. W badaniu wykorzystano oprogramowanie Mimics i Adina.

1. WSTĘP

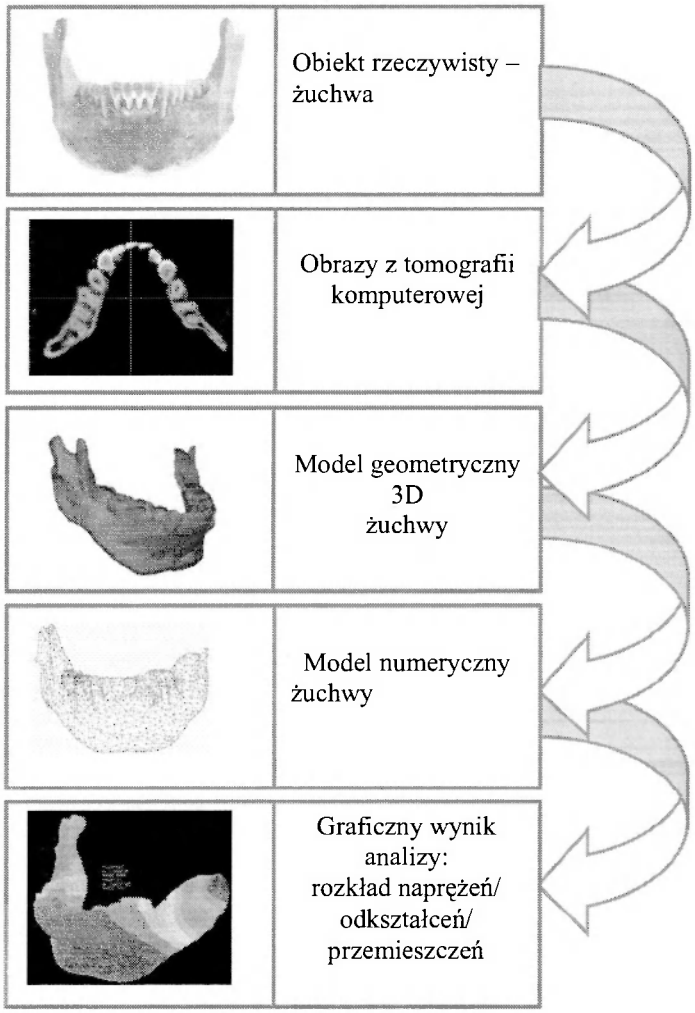
Spotykane w literaturze opisy modelowania złożonych kształtów organicznych, takich jak kość żuchwy za podstawę przyjmowały tylko obserwacje kliniczne i badania doświadczalne, przez co ich efektywność i dokładność pozostawiały wiele do życzenia. Współczesne metody diagnostyki medycznej (DXA[1], SXA[2], RA[3], QUS/USD[4], QCT[5]) w powiązaniu z oprogramowaniem wspomagającym projektowanie pozwalają w sposób bezinwazyjny odtwarzać z dużą dokładnością geometrię kości żuchwy i jej strukturę wewnętrzną, jednak przydatność poszczególnych metod pomiaru gęstości kości w tym zakresie jest dyskusyjna.

Z drugiej strony, obserwowany w ostatnich latach dynamiczny rozwój oprogramowania, wykorzystującego metodę elementów skończonych w obliczeniach wytrzymałościowych, umożliwia sprawne przeprowadzanie kalkulacji stanu naprężeń, odkształceń i przemieszczeń modeli o zaawansowanej geometrii, do których należy zaliczyć również kości żuchwy.

Dostępna literatura związana z modelowaniem kości (geometrycznym i wytrzymałościowym) i ich biomechaniką dostarcza wskazówek, jak przy wykorzystaniu badań densytometrycznych i odpowiedniego oprogramowania wspomagającego można zrekonstruować geometrię i stan wytężenia żuchwy [3, 5, 7, 8]. Jednak we wspomnianych pracach nie podejmowano prób porównania stanu wytężenia kości patologicznie zmienionych (pod względem geometrii i własności) ze stanem kości zdrowej przy użyciu programów Mimics i Adina. W niniejszej pracy poddano analizie następujące przypadki kliniczne: żuchwa po resekcji jej prawej części z powodu zaawansowanej choroby onkologicznej (KA) i kość z rozpoznaną znaczną aplazją obu gałęzi żuchwy (CG). Wyniki

[1] Absorpcjometria rentgenowska dwuenergetyczna (*Dual Energy X-ray Absorpiometry*)
[2] Absorpcjometria rentgenowska jednoenergetyczna (*Single X-ray Absorptiometry*)
[3] Absorpcjometria radiologiczna (*Rentgen Absorptiometry*)
[4] Ilościowa ultrasonografia (*Quantitative Ultrasound Densitometry*)
[5] Ilościowa tomografia komputerowa (*Quantitative Computed Tomography*)

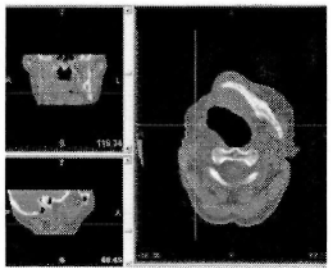
tych obliczeń porównano z rezultatami badań dla zdrowej kości żuchwy (DK). Schemat ideowy przeprowadzonych analiz został przedstawiony na rysunku 1.



Rys. 1. Proces modelowania geometrycznego i numerycznego żuchwy – schemat

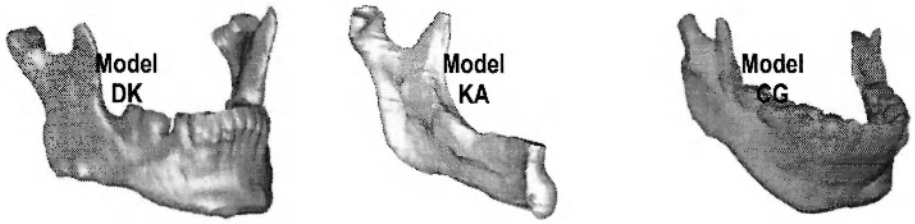
2. MODELE GEOMETRYCZNE ŻUCHWY

Proces budowy modeli geometrycznych w programie Mimics rozpoczął się od wczytania pliku danych w formacie DICOM. Następnie po wybraniu zadanego zakresu przekrojów poprzecznych zwizualizowano je w trzech przekrojach (czołowym, strzałkowym i poprzecznym – rys. 2).

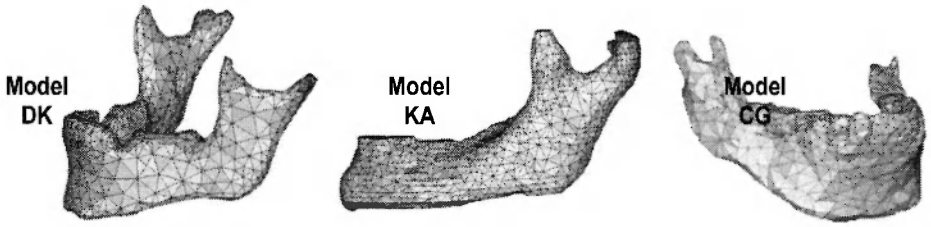


Rys. 2. Oczyszczanie tzw. maski

Po przyjęciu optymalnej dla analizy modelu skali szarości obrazu, przefiltrowano poszczególne tzw. maski. Na podstawie tak przygotowanych obrazów zostały wygenerowane modele 3D (rys. 3), które po korekcie geometrii w module Mimics Remesh zapisano w formacie Parasolid.



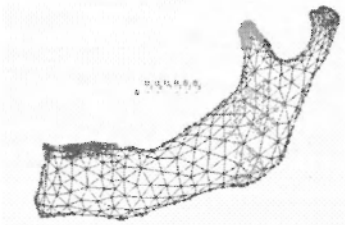
Rys. 3. Modele 3D (Mimics)



Rys. 4. Uproszczone modele siatkowe

3. MODELE NUMERYCZNE ŻUCHWY

Poszczególne wygenerowane modele geometryczne zostały zaimportowane do programu Adina, realizującego poszczególne etapy modelowania MES.



Rys. 5. Warunki brzegowe

Dla wszystkich modeli przyjęto podobne warunki brzegowe:

- utwierdzenie sztywne w części zębodołowej,
- siły węzłowe odwzorowujące działanie poszczególnych aktonów mięśniowych (żwaczy i mięśni skroniowych), przyłożone w miejscach ich zaczepów, czyli na powierzchni bocznej gałęzi żuchwy i na wyrostku dziobiastym;
- idealne połączenie (bez tarcia) między kością żuchwy i szczęką.

Zwrot i kierunek sił węzłowych przyjęto zgodny z cechami anatomicznymi [1], a ich wartość założono na podstawie danych literaturowych [1, 2, 3, 4]: dla projektu DK sumaryczne obciążenie zgryzowe – 675N, dla KA – 337N (wariant 1) i 270N (wariant 2), dla CG – 750N.

Założono liniowo-sprężysty model materiału. Ze względu na jakość obrazów z tomografii komputerowej, uniemożliwiającą precyzyjne wydzielenie granicy pomiędzy tkanką gąbczastą i korową, przyjęto na podstawie danych literaturowych uśrednione izotropowe własności materiałowe: współczynnik Poissona: ν=0.36, moduł Younga: E=9000MPa [7, 9].

Po uwzględnieniu powyższych założeń i wprowadzeniu danych, przeprowadzono obliczenia metodą elementów skończonych. Tabela 1 stanowi zestawienie najważniejszych wyników tych kalkulacji. Ich graficzną interpretację przedstawiają rys. 6, 7, 8, 9.

Tabela 1. Zestawienie maksymalnych naprężeń zredukowanych σ_{zred} dla każdego modelu

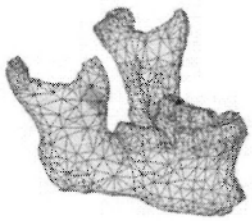
Nazwa modelu	**Maksymalne naprężenia zredukowane wg. Hubnera-Misesa**	
	Wartość	*Lokalizacja*
DK	30,27 MPa	Okolice kresy skośnej, miejsca przejścia trzonu w gałęzie żuchwy
KA-1	25,58 MPa	Górny brzeg trzonu żuchwy
KA-2	16,60 MPa	Górny brzeg trzonu żuchwy
CG	31,50 MPa	Trzon żuchwy, okolice kresy skośnej, zęby trzonowe

Wyniki analizy numerycznej przeprowadzonej dla zdrowej żuchwy pokazują, że maksymalne naprężenia zredukowane są zlokalizowane w pobliżu kresy skośnej, w miejscu przechodzenia trzonu w gałęzie żuchwy i wynoszą około 30MPa. Koresponduje to z wynikami badań doświadczalnych i literaturowymi danymi statystycznymi na temat urazów kości żuchwy. Geometria zdrowej żuchwy sprzyja równomiernemu rozłożeniu naprężeń zredukowanych, dzięki czemu tylko miejscowo występują maksymalne naprężenia, zwiększające ryzyko uszkodzenia kości.

W przypadku kości żuchwy o chorobowo zmienionym kształcie (resekcja części żuchwy – KA, aplazja gałęzi żuchwy – CG) rozkłady naprężeń i odkształceń wyglądają odmiennie. Dla obu wariantów obciążenia modelu KA największe naprężenia i odkształcenia występują w pobliżu górnego brzegu trzonu oraz we wcięciu na gałęzi żuchwy. Dla wariantu z mniejszym obciążeniem maksymalne naprężenia zredukowane są mniejsze (16,60MPa – patrz tab.1), jednak zmiana wartości przyłożonych sił wpływa głównie miejscowo na naprężenia. W przypadku projektu CG maksymalne naprężenia zredukowane wystąpiły na trzonie w okolicach kresy skośnej, a także na niektórych zębach trzonowych. W przypadku tego projektu przyłożenie większego sumarycznego obciążenia zgryzowego niż w poprzednich modelach (750N) zaowocowało wystąpieniem największych naprężeń zredukowanych (31,5MPa).

Podobne różnice wystąpiły również w rozkładzie przemieszczeń. W zdrowej żuchwie największe przemieszczenia zarejestrowano na końcach wyrostków: dziobiastego i kłykciowego. Dla modelu żuchwy po resekcji (KA) największe wartości przemieszczeń zlokalizowane są w części centralnej trzonu żuchwy oraz w wyrostku kłykciowym. Natomiast w przypadku modelu z aplazją gałęzi (CG) największe przemieszczenia wystąpiły w części centralnej trzonu i (co ciekawe) na końcu lewej gałęzi żuchwy. Wydaje się, że jest to efektem obserwowanej w tej gałęzi bardziej zaawansowanej aplazji, głęboko wpływającej na równomierność współpracy kości i panewki.

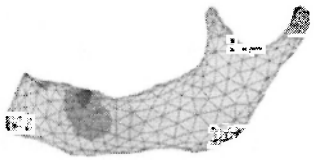
Pomimo przyjęcia kilku założeń upraszczających przeprowadzone badania pozwoliły oszacować wytężenie tkanki kostnej. Wydaje się zatem, że zastosowanie wobec kości żuchwy hipotezy wytężeniowej stosowanej dla materiałów izotropowych było w tym przypadku uzasadnione.



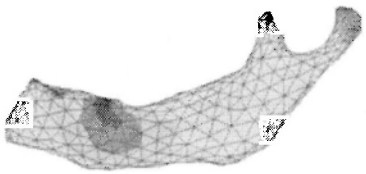
Rys. 6. Rozkład naprężeń zred. – DK



Rys. 7. Rozkład naprężeń zred. – CG



Rys. 8. Rozkład naprężeń zred. – KA - 1



Rys. 9. Rozkład naprężeń zred. – KA – 2

4. PODSUMOWANIE

Tomografia komputerowa jest efektywną metodą pozyskiwania danych dotyczących geometrii i struktury kości żuchwy, co w połączeniu z programem Mimics pozwala odtworzyć geometrię obiektu. Zastosowanie badania TK umożliwia również uchwycenie stanów niebezpiecznych dla układu kostnego, w przypadku których zwykłe, fizjologiczne obciążenie może spowodować złamanie kości.

Chociaż w niniejszej pracy zostały zbadane trzy modele o różnej geometrii, wnioski, do których doprowadziły otrzymane rezultaty analiz są pod niektórymi względami zbieżne. Koncentracja naprężeń zredukowanych ma wyraźnie charakter lokalny. Badania wykazały również, że okolice zakończenia gałęzi żuchwy (w szczególności wyrostek kłykciowy) są miejscem najbardziej narażonym na zmiany wywołane działaniem sił ściskających (od mięśni żwaczowych) i rozciągających (od mięśni skroniowych).

W literaturze przedmiotu panuje zgodna opinia, że ortotropowy model sprężysty w wystarczający sposób oddaje cechy materiału kostnego [3, 7, 9]. A zatem warto powtórzyć analizy MES opisane w niniejszej pracy dla takiego modelu. Celowe byłoby wykonanie podobnego badania nie tylko z podziałem na typ tkanki (zbita – gąbczasta), lecz także warto zróżnicować własności materiałowe w kierunkach naprężeń głównych. Ze względu na złożoność geometryczną trudno jest na chwilę obecną wygenerować dokładne modele ortotropowe. dla trzech rozpatrywanych modeli. Interesujące również by było zweryfikowanie wyników przeprowadzonych analiz poprzez przyjęcie odmiennego wariantu obciążenia żuchwy, tzn. z więzami w miejscach zaczepów mięśni oraz w stawie skroniowo-żuchwowym i obciążeniem w części zębodołowej. Warto również przeprowadzić dokładne pomiary sił zgryzowych dla żuchwy zdeformowanej chorobą lub urazami i wykonać porównawczą analizę numeryczną rozkładu naprężeń w stosunku do kości prawidłowej.

LITERATURA

[1] Bronlund J., Daumas B., Xu W.L., Jaw mechanism modeling and simulation; Mechanism and Machine Theory, 2005, 40
[2] Fels S., Hannam A.G., Lloyd J.E., Stavness I., A dynamic model of jaw and hyoid biomechanics during chewing ; Journal of Biomechanics, 2008, 41
[3] Fennis W.M.M., Kuijs R.H., Verdonschot N., Stolk J., Kreulen C.M., Creugers N.H.J., Generation of three-dimensional finite element models of restored human teeth using micro CT techniques, Proceed. 12th Conf.. ESB, Rogal Academy of Medicine In Ireland, Dublin 2000
[4] Hannam A.G., Langenbach G.E.J., Peck C.C., Dynamic simulation of muscle and articular properties during human wide jaw opening; Archives of Oral Biology, 2000, 45
[5] Kwiatkowski K., Skalski K., Haraburda M., Cejmer W., Sowiński T., Przetwarzanie obrazów tomograficznych dla potrzeb modelowania geometrycznego kości i stawów, III Sympozjum Ortopedyczno-Radiologiczne NT. „Diagnostyka obrazowa w Ortopedii", Wdzydze Kiszewskie k. Kościerzyny 7-9 listopada 2002.
[6] McMinn, Fotograficzny atlas anatomii człowieka, polskie wydanie pod red. J. ST. Gieleckiego, Wrocław 2006. Wydawnictwo medyczne Urban & Partner Difin sp. zo.o., Warszawa 2004
[7] Milewski G., Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda–implant w stomatologii; Zesz. Nauk. Pol., Kraków 2002, 89.
[8] Osborne J.W., Baragar F.A., Predicted activity of human muscles during clenching derived from a computer assisted model [w: Journal of Biomechanics], 1985, 18
[9] Rho J.-Y., Elastic properties of the human mandible, The 2th World Congress of Biomechanics, Amsterdam, 1994

GEOMETRIC AND NUMERICAL HUMAN JAW MODELING

Summary: A complex process of geometrical and numerical modeling of human jaw is the main subject of the paper. The process begins with CT (*Computed Tomography*) data acquisition from a real object. Next, geometrical virtual modeling follows and, finally, the process ends with calculation of strain-stress state and displacement caused by the forces of the main muscles, i.e. musculi masseter and musculi temporalis. Three models of jaw were studied, i.e. a model of the healthy jaw, a model of the jaw after resection of the right part and a model of the jaw with aplasia of the two jaw branches. In the studies the programs Mimics (geometry reconstruction) and Adina (finite element analysis) were utilised.

Artur GOLAS, Henryk KRÓL, Katedra Motoryczności Człowieka, Akademia Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach.

AKTYWNOŚĆ BIOELEKTRYCZNA MIĘŚNI OBRĘCZY BARKOWEJ A KINEMATYKA WYCISKANIA SZTANGI LEŻĄC

Streszczenie. Aktywność mięśni obręczy barkowej podczas wyciskania sztangi leżąc rejestrowano za pomocą elektrod powierzchniowych, umiejscowionych nad jej punktami aktywacji motorycznej. Poziom aktywności elektrycznej mięśnia piersiowego większego i przedniej części naramiennego, podczas fazy ekscentrycznej, był w każdej próbie wyciskania większy od zarejestrowanego dla trójgłowego ramienia i najszerszego grzbietu. W fazie koncentrycznej tego ćwiczenia, dla każdego obciążenia, największą aktywność wykazywał mięsień naramienny. Wzrost ciężaru sztangi powodował równoczesne zwiększanie aktywności trójgłowego ramienia. Podczas całego wyciskania, przy wszystkich obciążeniach, aktywność mięśnia najszerszego grzbietu była najmniejsza.

1. WSTĘP

Wyciskanie sztangi leżąc na poziomej ławeczce stanowi jeden z trzech bojów trójboju siłowego, a jednocześnie jest samodzielną konkurencją, w której rozgrywane są Mistrzostwa Świata. Ponadto jest to środek pomocniczy w wielu dyscyplinach sportowych, ponieważ jest jednym z podstawowych ćwiczeń w kształtowaniu zdolności motorycznych (siłowych, siłowo-szybkościowych i wytrzymałościowo-siłowych) zawodników. Rezultaty uzyskiwane przez zawodników tej konkurencji sportowej zależą, w głównej mierze, od poziomu zdolności siłowych i stopnia ich wykorzystania podczas czynności ruchowej, oraz od odpowiedniego przygotowania psychicznego, w mniejszym zaś stopniu od taktyki zaliczania kolejnych prób.

Zasadniczo istnieją dwa warianty wykonania tego ćwiczenia: pierwszy z wykorzystaniem ruchu zamachowego oraz drugi, zgodny z obowiązującymi aktualnie przepisami dyscypliny, z chwilowym zatrzymaniem sztangi na klatce piersiowej. W pierwszym wariancie wyróżnić można fazę opuszczania (ekscentryczną) oraz podnoszenia (koncentryczną). Klasyfikacja ta uwzględnia jedynie wizualnie dostrzegalną strukturę przestrzenno-czasową wyciskania sztangi leżąc [1]. O wiele ciekawsze wydaje się jednak poznanie pełniejszej struktury kinematycznej (charakterystyk czasowych prędkości i przyspieszenia) i wewnętrznej - to jest aktywności bioelektrycznej mięśni biorących udział w tej czynności ruchowej. Do analizy czynności ruchowych (sportowych) niezbędne są informacje o sposobie ich wykonania [2]. Doświadczony trener uzyskuje je drogą obserwacji wzrokowej. Wymaga to jednak pewnych zdolności obserwowania przebiegu czynności ruchowych. Nie jest to jednak obiektywne, dlatego w badaniach naukowych ocenia się je rejestrując lub mierząc różne parametry. W tym celu wykorzystuje się szereg dostępnych metod biomechanicznych.

W tej pracy sprawdzono przydatność multimodularnego systemu pomiarowego (SMART – E, firmy BTS) do zbadania struktury wyciskania leżąc na poziomej ławce. Celem pracy było określenie aktywności mięśni obręczy barkowej, które powszechnie uznawane są za biorące udział w wyciskaniu sztangi leżąc oraz poznanie struktury kinematycznej tego ruchu.

2. MATERIAŁ I METODY

W przeprowadzonych badaniach brało udział kilku mężczyzn o zróżnicowanym poziomie sportowym. Z uwagi na obszerność materiału pomiarowego oraz nie zakończonego jeszcze opracowania statystycznego w pracy przedstawiono wyniki jedynie jednego z nich. Zawodnik S.G. charakteryzował się wysokością ciała 171 cm, ważył 77 kg i systematycznie trenował od 6 lat. Po przeprowadzonej rozgrzewce ogólnej i specjalnej zawodnik wyciskał w kolejnych podejściach (próbach) sztangę o wzrastającym ciężarze, aż określono jej największą wielkość, co stanowiło jedno maksymalne powtórzenie (*1 repetition maximum*; 1-RM) w dniu przeprowadzonych badań. Zarejestrowano cztery próby wyciskania sztangi tego zawodnika, odpowiednio z masą: 95 kg (70% 1-RM), 110 kg (90% 1-RM), 125 kg (95% 1-RM) i 135 kg (100% 1-RM). Wszystkie próby były zaliczone. Szerokość chwytu sztangi zgodnie z przepisami dyscypliny wynosiła 81cm. W celu uzyskania informacji o ruchu zastosowano system pomiarowy Smart-E (BTS, Włochy) do analizy wielowymiarowej, składający się z sześciu kamer na podczerwień (120 Hz) oraz bezprzewodowego modułu do pomiaru aktywności bioelektrycznej mięśnia Pocket EMG. Za pomocą elektrod powierzchniowych, umiejscowionych nad punktami aktywacji motorycznej mięśni, wzdłuż ich włókien, rejestrowano aktywność: piersiowego większego, przedniej części naramiennego, głowy bocznej trójgłowego ramienia i najszerszego grzbietu, podczas ekscentrycznej i koncentrycznej fazy wyciskania sztangi. Parametry rejestracji bioprądów, odczytane z Pocket EMG, to częstotliwość próbkowania 1kHz oraz dla każdego kanału indywidualnie, wzmocnienie amplitudy obejmujące cały sygnał pomiarowy. Surowy sygnał EMG odfiltrowano (filtr pasmowo-przepustowy Butterworth'a 20-500 Hz) a następnie poddano cyfrowemu integrowaniu (IEMG) w stałych przedziałach czasowych 0,1 s, oddzielnie dla każdego mięśnia. Zintegrowany elektromiogram wyrażony w woltosekundach (Vs) przedstawiono na rycinach.Do modelowania ruchu w 3D oraz obliczania zadanych parametrów wykorzystano oprogramowanie Smart Capture, Smart Tracker i Smart Analyzer,. Na podstawie charakterystyki przemieszczenia sztangi wyliczono jej prędkość oraz przyśpieszenie. Aby oddzielić określone parametry ruchu sztangi i zawodnika w wybranych punktach umocowano pasywne markery.

3. WYNIKI I DYSKUSJA

3.1 Kinematyka sztangi

W przyjętym podziale wyciskania sztangi leżąc na fazę opuszczania i podnoszenia pominięto, jako mało istotne, fragmenty zdejmowania i odkładania jej na stojaki.

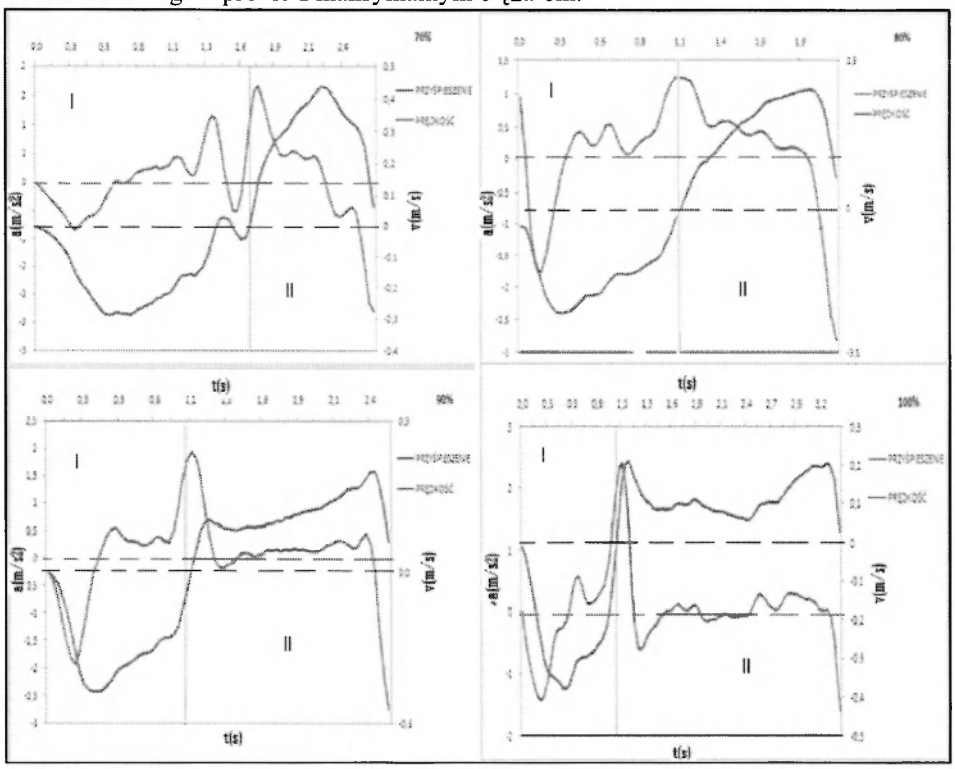
Czas poszczególnych faz wyciskania, podczas kolejnych prób ze wzrastającym obciążeniem, przedstawiono w tabeli 1. Proporcje czasowe faz, inaczej rytm tego ruchu [1], zmienia się wraz z ciężarem wyciskanej sztangi.

Tabela 1. Czas poszczególnych faz wyciskania sztangi leżąc na ławce płaskiej zawodnika S.G

Ciężar sztangi [kg] / Fazy [s]	95 (70% 1-RM)	110 (80% 1-RM)	125 (90% 1-RM)	135 (100% 1-RM)
Opuszczenie[s]	1,633	1,075	1,067	1,008
Wyciskanie[s]	0,975	1,033	1,492	2,420
Razem [s]	2,608	2,108	2,559	3,408

Faza opuszczania sztangi

Wraz ze wzrostem obciążenia czas fazy opuszczania sztangi zmniejsza się, w badaniach Nawrata [3] było jednak odwrotnie. Jeszcze inaczej było w przypadku mistrza świata Michała Wilka [4]. Do obciążenia 90% 1-RM czas opuszczania stopniowo rósł, jednak w próbie z ciężarem 100% 1-RM nieco się zmniejszył, co może świadczyć o większej kontroli ruchu opuszczania sztangi w próbie z maksymalnym ciężarem.



Rys. 1. Przyśpieszenie i prędkość sztangi podczas fazy ekscentrycznej (I - opuszczanie) i koncentrycznej (II - podnoszenie) z obciążeniem 70%, 80%, 90%, 100% 1-RM (1 maksymalne powtórzenie)

Maksymalna wartość pionowego przemieszczania sztangi (rys. 1) przypada na początek fazy opuszczania i wynosi w kolejnych próbach odpowiednio: z masą 95 kg prawie 0,84 m/s^2, z 110 kg - 1,76 m/s^2, z 125 kg – 1,91 m/s^2 a przy 135 kg już tylko 1,35 m/s^2.

Jeżeli spojrzeć na charakterystykę pionowej prędkości sztangi, w tej fazie (ryc.1), zauważa się, biorąc pod uwagę wszystkie próby, że jest ona znacznie bardziej regularna niż krzywa przyspieszenia. Zanotowane, największe wartości chwilowe prędkości sztangi przypadają na początek fazy i wynoszą w poszczególnych próbach odpowiednio: z masą 95 kg ok. 0,26 m/s, z 110 kg – 0,37 m/s, z 125 kg około 0,40 m/s a z masą 135 kg – 0,37 m/s. Ogólnie można stwierdzić, że za wyjątkiem próby z 1-RM, maksymalna prędkość opuszczania sztangi rośnie wraz ze wzrostem jej ciężaru. W badaniach gdzie obiektem był mistrz świata sytuacja była nieco inna, ze wzrostem obciążenia sztangi moment osiągania maksymalnej prędkości przesuwał się bardziej w stronę końca analizowanej fazy [4]. Zgodnie z danymi Nawrata [3], średnia wartość prędkości opuszczania sztangi, u studentów wychowania fizycznego, z obciążeniem stanowiącym 90-100% ciężaru maksymalnego zaliczonego w dniu badań, była

zbliżona i wynosiła 0,39±0,104 m/s. W przypadku zawodników, podnoszących trzykrotnie większe ciężary, prędkość ta wynosiła średnio 0,17+0,061 m/s [3].

Faza podnoszenia sztangi

Czas fazy podnoszenia wyraźnie rośnie wraz ze wzrostem ciężaru sztangi, tak, że przy obciążeniu 135 kg (maksymalnym) jest on prawie trzykrotnie dłuższy niż w próbie ze sztangą o masie 95 kg (tab. 1; ryc. 1).

Największe przyśpieszenie rozwijane było na początku analizowanej fazy. W próbach wyciskania z obciążeniem 95 kg wynosiło 1,67 m/s^2, a z 110 kg już tylko 1,22 m/s^2. Zastanawiające jest jednak, że w próbach z większym obciążeniem - 125 i 135 kg (90 i 100% 1-RM) początkowe przyspieszenie było większe i wynosiło odpowiednio 1,83 m/s^2 oraz 2,41 m/s^2. Wydaje się, że próby z maksymalnym ciężarem są właściwą weryfikacją możliwości siłowych zawodnika. Zawodnicy podnoszący sztangę, o mniejszym niż maksymalny ciężar, mogą bowiem wykonać próbę na dwa sposoby, wolniej lub szybciej. W przypadku maksymalnych prób już takiej dowolności nie mają. Duże przyspieszenie na początku fazy podnoszenia jest charakterystyczne dla wszystkich ćwiczących [3]. Najpierw trzeba pokonać bezwładność sztangi a następnie nadać jej jak największą prędkość, którą należy utrzymać przez jak najdłuższy czas.

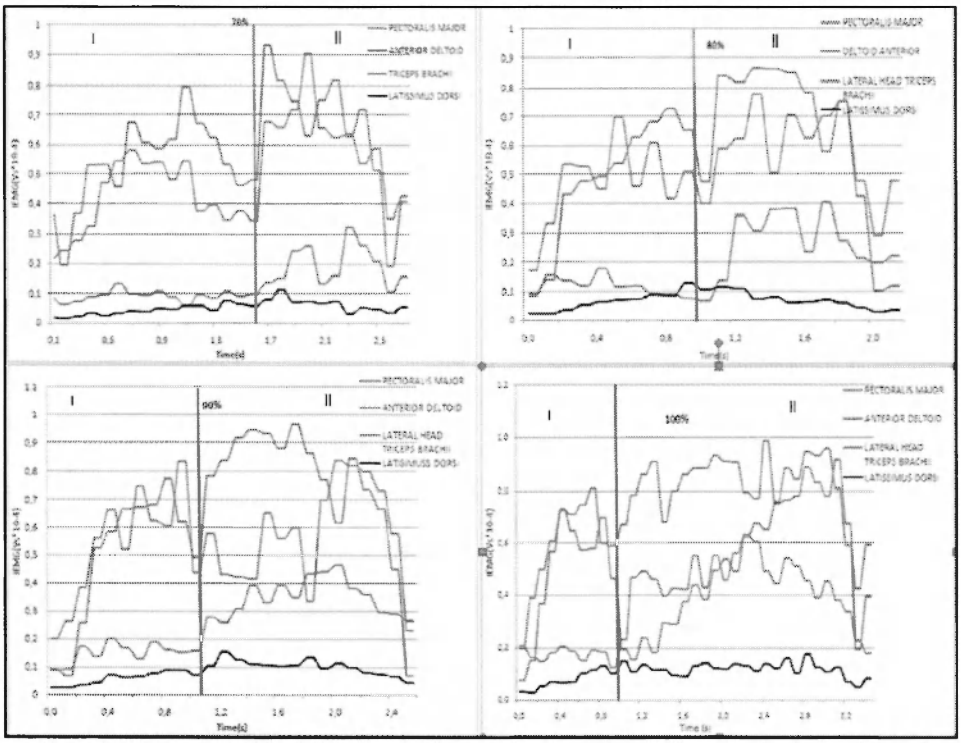
Po gwałtownym przyspieszeniu sztangi na początku fazy podnoszenia, następuje łagodniejszy spadek krzywej a(t), co jest charakterystyczne dla prób z mniejszym ciężarem (70 i 80% 1-RM). W próbach z ciężarem 90 i 100% (1-RM) pojawiają się coraz dłuższe chwile ruchu zbliżonego do jednostajnego (przyspieszenie w granicach zera). Wynika to prawdopodobnie z niekorzystnego ułożenia ogniw (części ciała) łańcucha kinematycznego w poszczególnych stawach kończyn górnych. W literaturze w języku angielskim wspomina się o tzw. *sticking point (period)* [7], który zdaniem Van Den Tillara i Ettena nie pojawia się przy obciążeniach 75% 1-RM a bywa wyraźnie widocznych w próbach z 90% 1-RM. Nasze badania to potwierdzają, co widoczne jest w charakterystykach prędkości sztangi (ryc. 1). Podczas gdy w próbach z ciężarem 70 i 80% 1-RM zarejestrowano jedną maksymalną wartość prędkości, w przypadku wyciskania z obciążeniem 90 i 100% 1-RM (125 i 135 kg) po osiągnięciu największej chwilowej prędkości na początku fazy podnoszenia nastąpił jej spadek, a dalej ponowny wzrost, wynikający ze wzrostu przyspieszenia uzyskanego pod koniec tej fazy.

Podobnie jak w fazie opuszczania sztangi maksymalna wartość jej prędkości maleje wraz ze wzrostem ciężaru. W kolejnych próbach analizowanej fazy pionowa prędkość sztangi wynosiła odpowiednio: z masą 95 kg – 0,44 m/s, z 110 kg – 0,40 m/s, z 125 kg – 0,33 m/s natomiast z obciążeniem maksymalnym (135 kg) ok. 0,20 m/s. Nawrat [6] podaje, że dla zawodników z I. klasą sportową średnia wartość sztangi o obciążeniu 90-100% 1-RM wynosiła 0,15±0,055 m/s, a Malisz [7] uzyskał, w odniesieniu do zawodników o wyraźnie niższym poziomie sportowym, wartości prędkości w przedziale 0,31-0,36 m/s.

3.2 Aktywność bioelektryczna mięśni

Patrząc na zapis IEMG w poszczególnych próbach wyciskania sztangi leżąc (ryc. 2) można zauważyć, iż rozpatrując łącznie fazę opuszczania i podnoszenia tego ruchu, dominującą grupą mięśni obręczy barkowej zawodnika S.G. jest część przednia naramiennego.

Podczas *opuszczania sztangi* największą aktywność wykazuje mięsień piersiowy i naramienny, natomiast niewielkie jest napięcie mięśnia trójgłowego ramienia. Jest to charakterystyczne w każdej z czterech prób tej fazy. Podczas *fazy podnoszenia sztangi* największą aktywność wykazuje mięsień naramienny przedni. Nieco mniejsza aktywność cechuje mięsień piersiowy a wyraźnie mniejsza trójgłowy ramienia.



Rys. 2. Aktywność bioelektryczna mięśni: piersiowego większego (kolor niebieski), naramiennego części przedniej (kolor czerwony), głowy bocznej trójgłowego ramienia (kolor zielony) i najszerszego grzbietu (kolor czarny) podczas fazy ekscentrycznej (I) i koncentrycznej (II) wyciskania sztangi leżąc z obciążeniem 70%, 80%, 90% i 100% 1-RM (1 maksymalne powtórzenie)

Zdaniem Van den Tillara i Ettena [5] w chwili wyciskania sztangi właściwy pick aktywności pochodzi od mięśni trójgłowych ramienia. Mięsień najszerszy grzbietu wykazuje bardzo małą aktywność zarówno przy opuszczaniu jak i podnoszeniu sztangi. Badania Lehmanna i wsp., [10] potwierdzają to w odniesieniu do różnych form ćwiczenia o nazwie *uginanie ramion w podporze leżąc przodem*. Dokładne przeanalizowanie uzyskanych charakterystyk aktywności mięśni wykazuje, w niektórych chwilach, nieznaczne odstępstwo od wyżej opisanej prawidłowości.

Rozpatrując oddzielnie każdy z mięśni zauważa się w przypadku m. naramiennego średnio większą aktywność w fazie podnoszenia sztangi niż opuszczania. W przypadku m. triceps brachii jest dokładnie odwrotnie. Mięsień pectoralis major przy małym obciążeniu (70 i 80% 1-RM) wykazuje większą aktywność w fazie podnoszenia, a przy obciążeniu 90% i szczególnie 100% 1-RM jego aktywność na początku fazy podnoszenia jest mała, a pod jej koniec wyraźnie większa. Ogólnie przebieg aktywności bioelektrycznej zawodnika S.G. przypomina charakterystykę mistrza świata [4], który wyciskając sztangę wyraźnie zatrzymując ją w momencie dotknięcia klatki piersiowej. Nie jest to jednak regułą. W niepublikowanych jeszcze wynikach innych badanych większą aktywność wykazują mięśnie w fazie opuszczania, tj. podczas pracy ekscentrycznej, niż w fazie podnoszenia (koncentrycznej). Jest to dowód na dużą zmienność wielkości elektrycznych rejestrowanych podczas czynności ruchowych, o czym niejednokrotnie można było się przekonać w przeszłości [9, 10]

4. WNIOSKI

Na podstawie uzyskanych wyników badań oraz po przeprowadzeniu ich analizy można przedstawić następujące wnioski dotyczące sposoby wykonania wyciskania leżąc przez zawodnika S.G.

1. Zwiększenie ciężaru wyciskanej sztangi spowodowało zmiany w kinematyce jej ruchu. Nastąpił spadek prędkości sztangi oraz zmiana jej charakterystyk. Wiąże się to z różnym sposobem przyspieszania podnoszonego przyboru.
2. Przedstawiona kinematyka ruchu sztangi wynikała z dużej aktywności. przede wszystkim, przedniej części mięśnia naramiennego oraz piersiowego większego, zarówno podczas opuszczania jak i podnoszenia sztangi. Inny z mięśni obręczy barkowej triceps brachii wykazywał zwiększoną aktywność jedynie w fazie podnoszenia. Bardzo małą aktywnością, w całym przebiegu analizowanego ruchu, cechował się mięsień najszerszy grzbietu

LITERATURA

[1] Król H., Mynarski W. Cechy Ruchu – charakterystyka i możliwości parametryzacji. Studia nad Motorycznością Ludzką nr7, Katowice, 2005.
[2] Król H. Kryteria doboru i oceny ćwiczeń doskonalących technikę sportową. AWF, Katowice, 2003.
[3] Nawrat A. Komputerowy system pomiaru toru ruchu sztangi podczas ćwiczeń siłowych. Sport Wyczynowy, 2001, 9-10, 30-37.
[4] Król H., Golas A. Biomechaniczna analiza wyciskania sztangi leżąc mistrza świata Michała Wilka. Materiały pokonferencyjne Sympozjum Biomechaniki Sportu (red.) C. Urbanik, Warszawa, 2009.
[5] Van Den Tillaar R., Ettena G.: Bench press failure. Journal of Pure Power, Vol. V number 1, 2009, p. 15-20.
[6] Nawrat A.: Biomechaniczna analiza wyciskania sztangi w leżeniu. Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 2, Suppl. 1, 365-371, 2000.
[7] Malisz G.: Technika wyciskania sztangi leżąc na poziomej ławeczce w zależności od obciążenia. Praca magisterska, AWF, Katowice, 2001
[8] Lehmann G., Macmillan B., MacIntyre I., Chivers M., Fluter M.: Shoulder muscle EMG activity during push up variations on and off a Swiss ball. Dynamic Medicine, 2006
[9] Frołow W.: Analiz koordinacjonnoj struktury soriewnowatielnych i specjalno-wspomagatielnych tiażełoatleticzeskich uprażnienij. Dissiertacja,GCOLIFK Moskwa, 1976
[10] Nawrat A., Król H., Bacik B.: Biopotencjały wybranych mięśni podczas rwania sztangi. Antropomotoryka, 4, 41-48, 1993.

THE UPPER-BODY MYOELECTRIC ACTIVITY AND THE KINEMATICS DURING THE FLAT BENCH PRESS

Summary. Level of activity of the pectoralis major, the anterior deltoid, the lateral head triceps brachii, and the latissimus dorsi during flat bench press, EMG activity was monitored by surface electrodes placed over the motor activation points of these muscles during the eccentric and concentric phase of each chest exercise. The level of activity the pectoralis major and the anterior deltoid during the eccentric phase was in every test the greatest. In the concentric phase the anterior deltoid for every weight shows the largest activity. During the whole bench press with all weights the activity of the latissimus dorsi was the smallest.

Jacek GRALEWSKI, Zakład Podstaw Techniki i Ekologii Przemysłowej, Politechnika Łódzka, Łódź
Ryszard GRĄDZKI, Zakład Podstaw Techniki i Ekologii Przemysłowej, Politechnika Łódzka, Łódź
Jan WOJCIECHOWSKI, Zakład Technik Dentystycznych, Uniwersytet Medyczny, Łódź
Grzegorz BOGUSŁAWSKI, Zakład Podstaw Techniki i Ekologii Przemysłowej, Politechnika Łódzka, Łódź

BADANIA DOŚWIADCZALNE ODDZIAŁYWANIA PROTEZY SZKIELETOWEJ NA ZĘBY OPOROWE

Streszczenie. W pracy przedstawiono wyniki badań doświadczalnych pomiarów sił rekcji w zębach oporowych w odniesieniu do sił żucia działających na protezę. Na specjalnie skonstruowanym stanowisku badawczym złożonym z układu obciążającego tensometrycznego przetwornika siły poddano obciążeniu wybraną protezę i dokonano pomiaru sił przenoszonych przez zęby oporowe. Zastosowano dwa schematy obciążenia w dwóch wybranych miejscach na powierzchniach żujących uzupełnionych zębów w bliskim sąsiedztwie zęba oporowego. Analiza stanu obciążenia pozwoliła zmierzyć wartości sił reakcji pionowych oraz ocenić kierunki sił poziomych działających na zęby filarowe.

1. WSTĘP

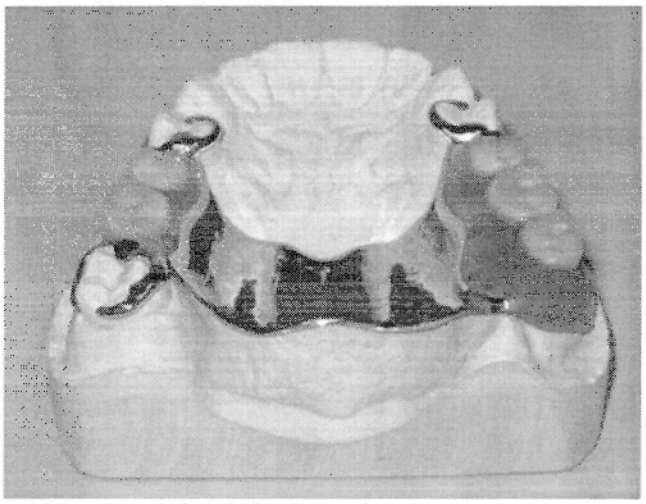
Przeprowadzone przez autorów pracy badania ankietowe wśród techników protetyków i lekarzy protetyków wykazały, że uzupełnienia protetyczne ulegają licznym defektom mechanicznym powodując tym samym zagrożenie dla zdrowia pacjenta, co przekłada się na brak zaufania do metody uzupełnienia ubytków ilościowych. Najczęstsze defekty ujawniały się po okresie 2-3 lat użytkowania protezy i należały do nich: złamania klamer, pęknięcia protezy, przemieszczenie zębów będących w bliskim kontakcie z protezą i duże odkształcenia zębów oporowych (wędrowanie, rozchwianie) spowodowane nieprawidłowym naciskiem protezy na ząb. Przeprowadzone również przez Prof. Nastalską z Katedry Protetyki Stomatologicznej w Warszawie badania dotyczące stanu protez szkieletowych po 5-7 latach użytkowania potwierdzają, że najczęstszą przyczyną rezygnacji z ich użytkowania, była utrata zębów filarowych w 34,6% przypadków spowodowana niedostatecznym utrzymaniem, brakiem stabilności protezy oraz niewygodą w użytkowaniu [1]. Przyczyną rozchwiania zębów oporowych jest ich niefizjologiczne obciążenie poprzez źle zaplanowane i wykonane uzupełnienie protetyczne. Zęby filarowe są szczególnie narażone na obciążenie gdyż przenoszą siły żucia odbudowanych protetycznie zębów. Odporność zębów na działanie sił poziomych jest kilkunastokrotnie (około18- krotnie) mniejsza w porównaniu na działanie sił pionowych zgodnych z osią długą zęba. Biorąc pod uwagę właśnie tę zależność dąży się do budowy takich protez, które będą eliminowały obciążenia prostopadłe do osi długiej zęba[10]. Wykorzystując zbudowane przez autorów stanowisko i wybraną do pomiarów protezę szkieletową, dokonano pomiaru sił na wybrany ząb oporowy.

2. CEL BADAŃ

Celem badań są doświadczalne doświadczalne wartości sił przenoszonych przez zęby oporowe oraz topograficzna analiza przenoszonych sił zgryzu zadawanych na wybranych częściach protezy szkieletowej. Uzyskane wyniki badań posłużą do porównania z rezultatami obliczeń drogą symulacji numerycznej stanów mechanicznych analizowanej konstrukcji oraz analizy wpływu obciążenia na rozkład reakcji przenoszonych przez zęby filarowe. Dzięki zastosowaniu wyżej wymienionych badań będzie można optymalizować konstrukcje protetyczne również pod kątem ich wytrzymałości, a tym samym trwałości użytkowania

3. BADANA PROTEZA I WARUNKI POMIARU

Do badań wykorzystano protezą szkieletową z klamrami Neya, wykonaną dla częściowego braku uzębienia, a mianowicie pięciu zębów żuchwy. Badaną protezę szkieletową przedstawiono na rysunku 1. Zgodnie z klasyfikacja braków częściowych według Kennedy'ego jest to druga klasa z jednostronnym brakiem skrzydłowym i kolejnym brakiem międzyzębowym w pozostałym uzębieniu części bocznej [4]. W prawym łuku zębowym proteza uzupełnia dwa braki międzyzębowe i podparta jest ozębnowo, daje to możliwość fizjologicznego obciążenia pozostałych w jamie ustnej zębów nośnych. W lewym łuku zębowym konstrukcja uzupełnia trzy braki skrzydłowe w którym siły przenoszone są zarówno przez śluzówkę jak i przez ozębną. W skład protezy wchodzą: dwa siodła połączone płytą podniebienną i elementy mocujące takie jak ciernie i klamry. Każde siodło mocowane jest za pomocą klamer do zębów nośnych zaś siły przenoszone są przez ciernie usytuowane na zębach filarowych - w tym przypadku przedtrzonowych i trzonowych.

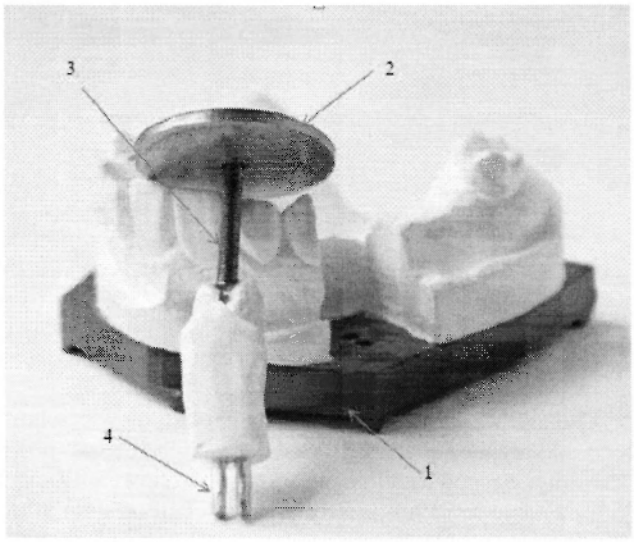


Rys 1. Proteza szkieletowa z zębami akrylowymi umieszczona na wycisku gipsowym.

Konstrukcje protezy wykonano metodą wosku traconego, przy pomocy odlewarki odśrodkowej używając do tego stopu Vironit - CoCrMo. Podstawowe własności mechaniczne stopu to: gęstość: 8.2 g/cm^3, umowna granica plastyczności: $Re_{0.2}$ = 625 MPa, wytrzymałość na rozciąganie: R_m = 910 MPa.

Szkielet protezy umieszczono na modelu wykonanym z gipsu kl. IV o wytrzymałości na ściskanie do 60 MPa. Zamocowanie wycisku gipsowego na płycie Zeissera umożliwia

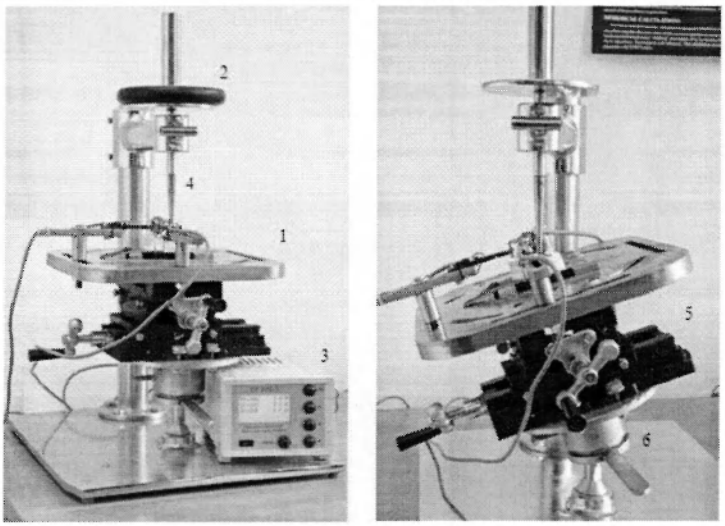
wyfrezowanie zębów filarowych z łuku przy jednoczesnym zachowaniu ich pierwotnej pozycji względem całego łuku zębowego. Ząb filarowy przygotowano w ten sposób, aby możliwe było jego przemieszczenie zgodnie z osią długą zęba oraz nieznaczna ruchomość w płaszczyźnie prostopadłej do osi długiej zęba. W zębie filarowym poddawanym badaniu zamocowano pionowy trzpień zakończony podkładką. Okrągła podkładka umożliwia równomierne po obwodzie (3x120 stopni) podparcie podkładki z wykorzystaniem podparć belek pomiarowych. Protezę z przygotowanym do badań zębem oporowym przedstawia rys 2.



Rys. 2. Proteza na płycie Zeissera z przygotowanym do badań zębem oporowym. Opis rysunku: 1. płyta Zeissera, 2. podkładka, 3. trzpień pionowy, 4. piny – mocowanie zęba oporowego

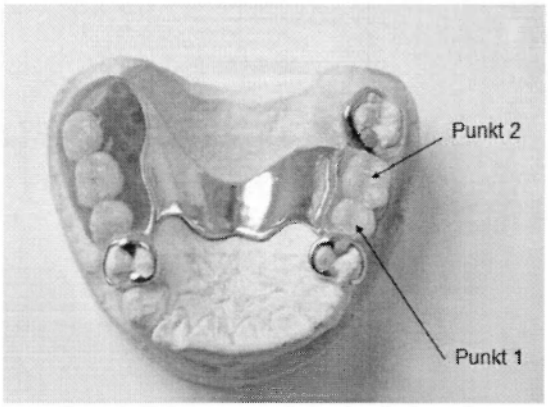
Stanowisko pomiarowe zostało przedstawione na rys 3.

Prostopadły kierunek obciążeń przykładanych do powierzchni zwarcia w uzębieniu, uzyskano dzięki osiowemu prowadzeniu trzpienia[4], na który nakładano kolejne obciążniki[2]. Zmianę punktu przyłożenia siły obciążającej w powtarzalnych warunkach przestrzennych, umożliwia możliwość regulacji płyty głównej w dwóch kierunkach. Istnieje również możliwość ustalenia płyty pod kątem do poziomu dzięki zastosowaniu przegubu kulistego, na którym zamocowano płytę. Takie rozwiązanie pozwala na przyłożenie obciążenia do protezy pod kątem z zakresu od 0 do 35 stopni.



Rys. 3. Stanowisko pomiarowe 1. płyta główna, 2. obciążnik, 3. tensometryczny trójkanałowy miernik siły, 4. trzpień obciążający, 5. stół pozwalający na przesuw w płaszczyźnie poziomej, 6. przegub kulowy

Obciążenia przykładano w dwóch punktach na środku powierzchni żujących przęsła prawego podpartego okluzyjnie. Pierwszy punkt znajduje się na powierzchni drugiego przedtrzonowca, zaś drugi na powierzchni pierwszego trzonowca. Obciążenia zadawano w trzech następujących po sobie seriach w zakresie wartości sił od 0 do 30 N dla pierwszego i od 0 do 40 N dla drugiego zęba. Biorąc pod uwagę wartości sił przenoszonych przez poszczególne zęby w zgryzie prawidłowym według G. Milewskiego [11] oraz reakcje układu stomatognatycznego na utratę zębów polegającą na zredukowaniu siły nagryzania założono, że obniżenie do około 35 % wartości sił przekazywanych na protezę będzie prawidłowe i uzasadnione. Schemat przyłożenia obciążenia ilustruje rys 4.



Rys. 4. Schemat przyłożenia obciążenia

Układ pomiarowy przed każdą serią pomiarową zerowano dla obciążenia wstępnego o wartości obciążenia 8 N (ciężar trzpienia).

4. METODA POMIAROWA

W celu wyznaczenia rozkładu sił na zęby w funkcji obciążeń statycznych wykorzystano metodę tensometrii oporowej.

W skład aparatury pomiarowej wchodzi specjalnie skonstruowany do pomiarów trójkanałowy wzmacniacz tensometryczny DT 200-3. Elementy pomiarowe to trzy specjalnie zaprojektowane do badań belki zginane, które oklejono tensometrami foliowymi TF- 1/120. Materiałem siatki oporowej tensometru jest konstantan, zaś czynna długość ścieżek wynosi 1 mm. Tensometry TF - 1/120 charakteryzują się rezystancją R=120 Ω i czułością odkształceniową k =2,15 ± 0,5%. Tensometry zostały połączone w pełny mostek Wheatston'a dający możliwość kompensacji wpływu temperatury. Badanie odbywa się praktycznie wtemperaturowo niezmiennych warunkach. Zakres pomiarowy urządzenia to ± 200.0 N, zaś dokładność pomiaru wynosi 0,1 N.

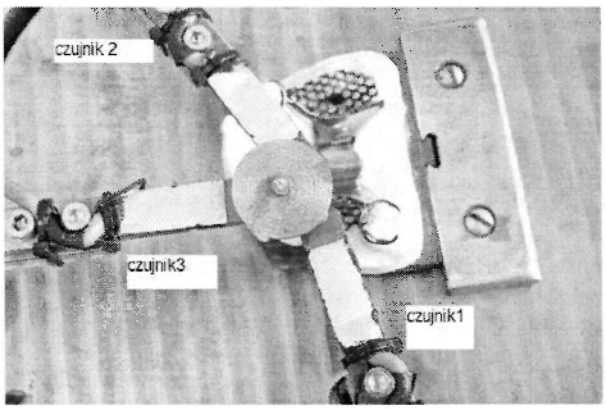
Odkształcenia względne ε określane były na podstawie sygnałów pomiarowych z przetworników tensometrycznych według wzoru:

$$\varepsilon = \frac{1}{k}\frac{\Delta R}{R} \tag{1}$$

Aparatura pomiarowa zostały wykonana przez Pracownię Tensometrii Oporowej TENMEX w Łodzi.

5. WYNIKI POMIARÓW

W prowadzonych badaniach najistotniejszym elementem było zmierzenie sił oddziaływania protezy na ząb oporowy. Odpowiedz trzech czujników tensometrycznych umiejscowionych pod pod płaszczyzną podkładki pozwala na zinterpretowanie nie tylko wartości sił pionowych przenoszonych przez dany ząb, lecz również umożliwia zinterpretowanie topografii kierunków sił poziomych. Przykładane do protezy obciążenia zgryzowe zadawano w seriach wzrastających o przyrost 5N. Miejsce przyłożenia czujników tensometrycznych ilustruje rys 5.



Rys 5. Schemat rozmieszczenia czujników tensometrycznych

Tabela 1. Uśrednione wartości z trzech pomiarów sił na ząb oporowy z trzech czujników siły pod wpływem wzrastającego obciążenia protezy.

PUNKT	SIŁA [N]	CZUJNIK 1	CZUJNIK 2	CZUJNIK 3
1		WARTOSC ŚREDNIA [N]	WARTOSC ŚREDNIA [N]	WARTOSC ŚREDNIA [N]
	0	0,00	0,00	0,00
	5	0,63	0,43	0,53
	10	1,03	0,90	1,10
	15	2,33	1,50	2,23
	20	3,73	2,43	3,73
	25	4,97	3,67	5,00
	30	6,30	4,50	5,97

PUNKT	SIŁA [N]	CZUJNIK 1	CZUJNIK 2	CZUJNIK 3
2		WARTOSC ŚREDNIA [N]	WARTOSC ŚREDNIA [N]	WARTOSC ŚREDNIA [N]
	0	0,00	0,00	0,00
	5	0,27	0,23	0,33
	10	0,87	0,53	0,67
	15	1,43	0,83	1,10
	20	1,90	1,17	1,53
	25	2,43	1,50	1,87
	30	3,10	1,87	2,67
	35	3,77	2,23	3,00
	40	3,90	2,30	2,93

5. WNIOSKI

Wyniki pomiarów sił przy obciążeniu punktu pierwszego wskazują porównywalne wartości sił dla wszystkich trzech czujników. Potwierdza to równomierny nacisk na ząb podczas obciążania. Jednak czujnik nr 2 wskazywał nieznacznie mniejszą siłę. Może wskazywać to na nieznaczne przechylanie się zęba oporowego w kierunku siodła protezy. Wartości pomiarów sił przy obciążaniu punktu drugiego wskazują mniejsze obciążenie zęba, wynikające z większej odległości punktu przykładanego obciążenia od badanego zęba. Podobnie jak dla zęba pierwszego czujnik 2 wskazuje mniejsze obciążenie od pozostałych czujników.

W pracy przedstawiono wstępne wyniki badań sił działających na zęby oporowe wynikające z obciążenia protezy szkieletowej. Dalsze badania będą prowadzone dla pozostałych zębów oporowych oraz zbadane zostaną również inne protezy szkieletowe wybrane z pozostałych grup według klasyfikacji Kenedy' ego.

LITERATURA

[1] Mierzwińska-Nastalska E., Godlewski T., Wojdyńska E., Feder T., - Ocena użytkowania i stanu protez szkieletowych- badania odległe. Protetyka Stomatologiczna, LIV, 4, 2004

[2] Michalski W., Kuchta M., Chwaleba A., Fokow K. - Tensometryczny pomiar naprężeń dużego łącznika przy przemieszczeniach skrzydła protezy szkieletowej górnej w warunkach doświadczalnych. Część II. Ocena rozkładu odkształceń oraz przesunięć liniowych dla symulacji numerycznej, Protetyka Stomatologiczna, Tom LV, Nr 5, 2005

[3] Michalski W., Kuchta M., Chwaleba A., Kwiatos K., Michnikowski Z., - Tensometryczny pomiar naprężeń dużego łącznika przy przemieszczeniach skrzydła protezy szkieletowej górnej w warunkach doświadczalnych. Część I. Ocena właściwości układu pomiarowego - Protetyka Stomatologiczna, Tom LV, Nr 2, 2005

[4] Hupfauf L. pod redakcją: Protezy częściowe, Urban & Partner, Wrocław 1997

[5] Roliński Z., - Tensometria oporowa. Podstawy teoretyczne i przykłady zastosowań Wydawnictwo Naukowo Techniczne. Warszawa 1981.

[6] Becker B., Nagerl H., Kubein-Meesenburg D., Fonghanel J., – Elastic properties of live human periodontal ligament, proceedings - II Word Congress of Biomechanics, Amsterdam 1994, 331b

[7] Rosenberg D., Quirynen M. , Steenberghe D., Naert I. E., Tricio J., Nys., - Metoda pomiaru amortyzującego zachowania tkanek przyzębia – cele i ograniczenia zastosowania. Quintessence, 1996, IV, 5, 325- 331

[8] Igarashi Y., Ogata A., Kuroiwa A., Wang C.H., -Stress distribution and abutment tooth mobility of distal – extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study . Journal of oral Rehabilation. 1999 , 26,2, 111-116

[9] 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.

[10] Hohmann A., Hielscher W.: Kompendium Techniki Dentystycznej - Protezy częściowe, Wydawnictwo Kwintesencja 1998.

[11] Milewski G.- Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda – implant w stomatologii. Zeszyty Naukowe Politechniki Krakowskiej Mechanika nr 89, Kraków 2002.

[12] Gralewski J., Bogusławski G.- Wytrzymałość mostów protetycznych. Zeszyty naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Zakładu Mechaniki Ogólnej i Biomechaniki, Gliwice 2007, str 203-209.

[13] Gralewski J., Grądzki R., Bogusławski G., - Statyka protezy szkieletowej - analiza numeryczna. Biuletyn Wojskowej Akademii Technicznej Numer Specjalny (1) VOL. LVI 2007.

[14] Grądzki R. , Gralewski J. , - Statics of the skeletal prosthesis- numerical analysis. Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej 26/2006 str. 127-132

EXPERIMENTAL STUDY OF EXERTED BY A REMOVABLE PARTIAL DENTURE ON ABUTMENT TEETH

Summary. The experimental studies of measuring of reaction forces on abutment teeth relative to mastication forces acting on a removable partial denture were carried out. A specially constructed experimental system consists of stand and strain gauges equipment, In this system loading was applied to a selected denture and forces transmitted by abutment teeth were measured. Two loads were applied in two selected places on the masticatory surfaces of denture teeth adjacent to the abutment teeth. The results of the study are presented in a table.

The analysis of the load allowed to measure values of vertical reaction forces and to make conclucion about directions of horizontal forces acting on abutment teeth.

Maciej HAJDUGA, Akademia Techniczno-Humanistyczna w Bielsku-Białej; Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej i Nauk Humanistycznych, Katedra Techniki Dentystycznej, Ustroń.
Dominika DANEL, Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej i Nauk Humanistycznych, Katedra Techniki Dentystycznej, Ustroń.

CHARAKTER POŁĄCZENIA FAZ METAL - CERAMIKA W OBECNOŚCI OPAKERA

Streszczenie. W pracy przedstawiono wyniki analizy charakteru połączenia metalu z ceramiką w zależności od obecności warstwy opakerowej. W celu określenia charakteru połączenia przeprowadzono badania, mikroskopowe oraz mikroanalizą rentgenowską. Wyniki badań ukazały wewnętrzną strukturę badanego materiału, oraz zmianę stężeń pierwiastków pomiędzy poszczególnymi warstwami próbek. Przeprowadzone badania pozwoliły na wysuniecie wniosku, iż warstwa opakera nie tylko maskuje kolor struktury metalicznej, ale także przyczynia się do zwiększenia trwałości połączenia między metalem i ceramiką.

1.WSTĘP

Porcelana jest materiałem wytwarzanym z mieszaniny bardzo czystych minerałów takich jak kwarc, kaolin, skaleń. Ze względu na skład i temperaturę wypalania dzieli się na *miękką*, stosowaną głównie na wyroby artystyczne i zastawę stołową, oraz *twardą*, stosowaną również na wyroby artystyczne i zastawę stołową, ale także na elementy elektrotechniczne oraz naczynia i część aparatury chemicznej. Zależnie od zastosowania porcelanę *twardą* dzieli się na: *artystyczną, stołową i techniczną,* a tą ostatnią (techniczną) na: *elektrotechniczną, chemiczną* ***i dentystyczną*** [1].

Materiał metaliczny

Stal chromo-niklowa jest stalą stopową, specjalną, kwasoodporną. Znalazła zastosowanie w technice dentystycznej dzięki odporności na korozję w środowisku jamy ustnej, nieuleganiu działaniu kwasów i związków chemicznych, powstających pod wpływem fermentacji pokarmów.
Współczesne gatunki stali chromo-niklowej zawierają 18-25% chromu i 8-20% niklu, mają one strukturę austenityczną. Najczęściej jest stosowana stal typu 18/8 zawierająca 18% chromu i 8% niklu lub pewne modyfikacje tego typu stali [2].

2. CEL I ZAKRES PRACY

Celem pracy jest ocena charakteru połączenia metal-ceramika w zależności od sposobu przygotowania podłoża do licowania.

Charakter połączenia został określony na podstawie przeprowadzonych badań metalograficznych- makroskopowych, mikroskopowych oraz mikroanalizy rentgenowskiej.

Badania makroskopowe i mikroskopowe wykonano za pomocą mikroskopu świetlnego, natomiast mikroanalizę rentgenowską przy pomocy mikroanalizatora rentgenowskiego (mikrosondy elektronowej) JOEL JCXA 733.
W celu przeprowadzenia wyżej wymienionych badań przyjęto następujący sposób postępowania:

- Sporządzono mosty protetyczne na podbudowie metalicznej licowane ceramiką o zróżnicowanym przygotowaniu podłoża do licowania - w próbce nr 1 podbudowa metaliczna została pokryta warstwą opakera zaś w próbce nr 2 nie nałożono na metal warstwy opakerowej,
- Na obie podbudowy metalowe nałożono poszczególne warstwy ceramiki,
- Z mostów protetycznych sporządzono próbki do badań metalograficznych.

3. MATERIAŁY PRZEZNACZONE DO BADAŃ I METODYKA

Stop HERA Heraenium NA firmy Heraeus
Jest stopem nieszlachetnym chromo-niklowym służącym jako podbudowa pod ceramikę i kompozyt [3]. Materiałem licującym porcelana Vita Omega 900 firmy VITA [4].

Materiał metaliczny wg [%]
- Ni: 59,0 %
- Cr: 24,0 %
- Mo: 10,0 %
- Fe: 1,5 %
- Mn: 1,5 %
- Ta: 1,5 %
- Si: 1,2 %
- Nb: 1,0 %

Porcelana wg [%]
- SiO_2: 52 %
- Al_2O_3: 15,15 %
- K_2O: 9,9 %
- Na_2O: 6,5 %
- TiO_2: 2,5 %
- ZrO_2: 5,16 %
- Rb_2O: 0,08 %
- Inne (B_2O_3, CO_2, H_2O): 3,24 %

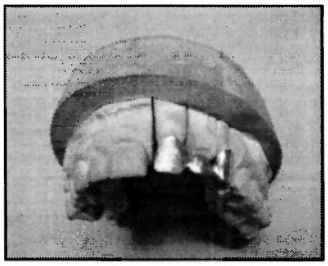
3.1 Metodyka badań

Badania makroskopowe, mikroskopowe i mikroanalizy rentgenowskie przeprowadzono na jednym materiale metalicznym oraz ceramice o zróżnicowanym przygotowaniu podłoża metalicznego do licowania ceramiką.

Próbka nr1	Próbka nr 2
- wypiaskowanie Al_2O_3 o gradacji 110 µm, - pokrycie opakerem, - nałożenie warstw porcelany (opak dentyna, dentyna , enamel), - pokrycie glazurą,	- wypiaskowanie Al_2O_3 o gradacji 110 µm, - nałożenie warstw porcelany (opak dentyna, dentyna , enamel), - pokrycie glazurą,

4. SPOSÓB PRZYGOTOWANIA PRÓBEK DO BADAŃ - PROCEDURY LABORATORYJNE

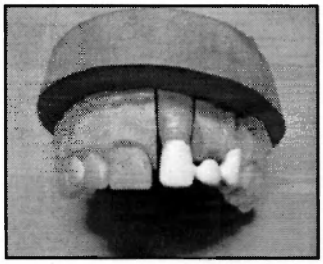
Po odlaniu i oczyszczeniu z masy osłaniającej podbudowa metaliczna została poddana obróbce mechanicznej (rys.1) i wypiaskowana (rys.2). Na tak przygotowaną strukturę metaliczną nałożono warstwę opakera (rys.3) - próbka nr 1, a następnie kolejne warstwy ceramiki (opak dentyna, dentyna , enamel, glazura) (rys. 4). Próbka nr 2 w odróżnieniu od próbki nr 1 nie została pokryta opakerem (rys. 5 i 6).



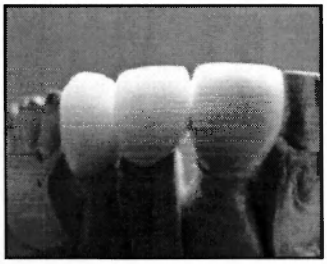
Rys.1. Struktura metalowa mostu po opracowaniu mechanicznym



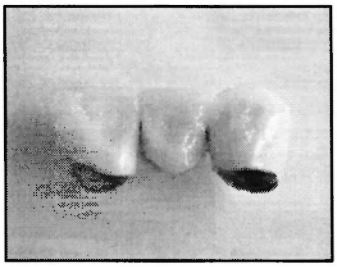
Rys.2. Struktura metalowa mostu po procesie paskowania



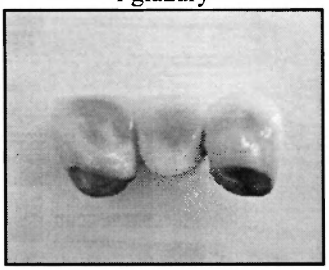
Rys.3. Struktura metalowa mostu po wypaleniu opakera



Rys.4. Gotowy most porcelanowy po wypaleniu poszczególnych warstw porcelany i glazury



Rys.5. Próbka z opakerem



Rys.6. Próbka bez opakera

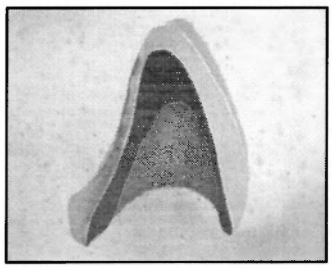
4.1. Badania metalograficzne

Przygotowanie próbek do badań składa się z następujących czynności:
- Pobieranie próbek do badań,
- Inkludowanie,
- Szlifowanie mechaniczne powierzchni, polerowanie i trawienie.

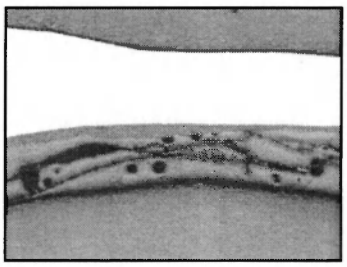
5. WYNIKI BADAŃ

Wyniki badań metalograficznych mikroskopowych przedstawiono na rys. 7 i 8. Natomiast analizę zmian stężeń pierwiastków na granicy faz połączenia metal – opaker – ceramika na rys.9.
Wyniki analizy energodyspersyjnej zamieszczono na rys.10 i 11.

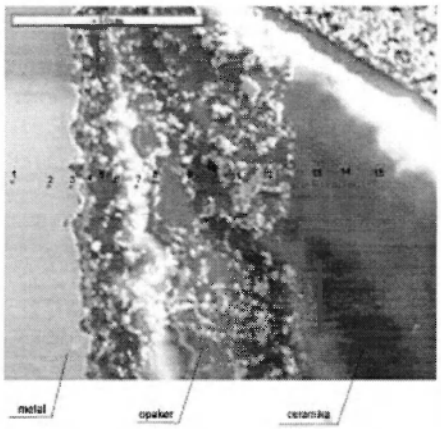
5.1. Badania mikroskopowe i mikroanaliza rentgenowska



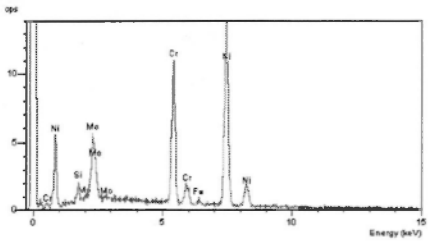
Rys.7. Mikroskop stereoskopowy pow.7,5x, nie trawiono



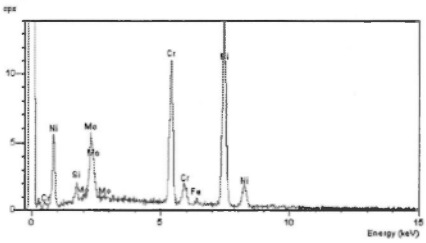
Rys.8. Mikroskop optyczny pow.50x, nie trawiono



Rys.9. Mikroanaliza rentgenowska



Rys.10. Energodyspersyjna analiza identyfikowanego identyfikowanego obszaru mikrostruktury, pn.1 (metal)



Rys.11. Energodyspersyjna analiza obszaru mikrostruktury, pn.14(ceramika)

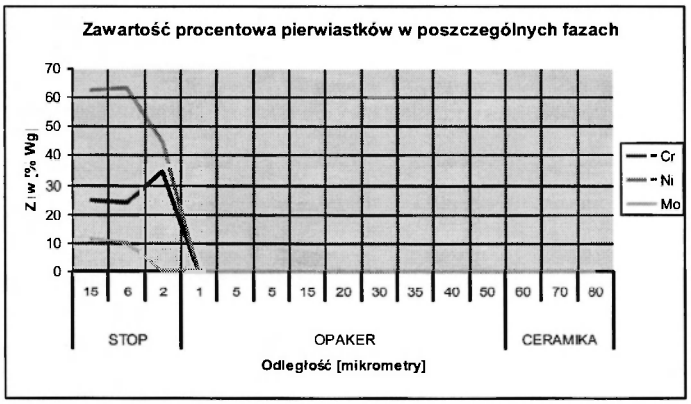
6. PODSUMOWANIE

Przedstawione wyniki badań potwierdzają, że warstwa opakera przyczynia się w znacznym stopniu do zwiększenia trwałości połączenia warstwy metalicznej z ceramiką. Przeprowadzone badania mikroanalizy rentgenowskiej obrazują migrację pierwiastków pomiędzy poszczególnymi fazami próbki. Uzyskane wyniki przedstawiono na rysunkach 12 i 13. Informują one, jakie pierwiastki, w jakiej ilości i na jaką głębokość przemieszczają się pomiędzy poszczególnymi warstwami próbek.

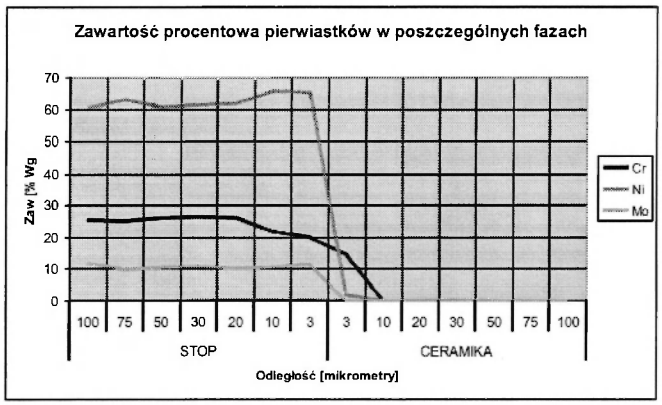
Przyczyną migracji pierwiastków pomiędzy warstwami jest dyfuzja. Proces ten zachodzi w trakcie spiekania ceramiki z podłożem metalicznym. Polega na samorzutnym przemieszczaniu się atomów lub jonów pomiędzy poszczególnymi fazami próbki, bez makrodeformacji łączonych składników. Doprowadza to do wytworzenia się warstwy spineli lub tlenków pomiędzy łączonymi warstwami, która jest odpowiedzialna za połączenie metalu z ceramiką.

Analiza badań wykazała, że pierwiastki, które w przypadku próbki bez opakera nie dyfundują lub dyfundują bardzo słabo, w próbce z opakerem dyfundują na większą głębokość. Tak więc w próbce bez opakera przeważająca większość pierwiastków nie bierze udziału w tworzeniu warstwy pośredniej między metalem i ceramika.

Wynika stąd, że opaker przez zwiększenie intensywności dyfuzji przyczynia się do wzrostu trwałości połączenia pomiędzy metalem i ceramiką.



Rys.12. Zawartość procentowa pierwiastków Cr, Ni, Mo w poszczególnych fazach (próbka z opakerem)



Rys.13. Zawartość procentowa pierwiastków Cr, Ni, Mo w poszczególnych fazach (próbka bez opakera)

7. WNIOSKI

Na podstawie wyników badań oraz przedstawionej dyskusji można sformułować co następuje:

1. Opaker zwiększa intensywność dyfuzji pomiędzy poszczególnymi warstwami próbki.
2. Analizując rozkład liniowy stwierdzono, że nie wszystkie pierwiastki biorą udział w migracji na granicach faz.
3. Opaker maskuje kolor struktury metalicznej, co pozwala na podniesienie walorów estetycznych.

LITERATURA

[1] Comge C. Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego. Wydawnictwo Medyczne Sanmedica, Warszawa 1997.
[2] Kordasz P, Wolanek Z. Materiałoznawstwo protetyczno-stomatologiczne. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1987.
[3] Ulotka informacyjna firmy Heraeus dotycząca stopu Hera Heraenium NA, 2008.
[4] Ulotka informacyjna firmy Vita dotycząca porcelany Vita Omega 900, 2009.

BONDING CHARACTERISTICS OF METAL-OPAQUE-CERAMIC

Summary. The research results presented in this thesis are based on analysis influencing the bond between the opaqued metallic substructure with ceramic. In order to determine the factors which influence this bond it was necessary to carry out tests consisting of microscopic and x-ray microanalysis. The test results have made it possible to identify the inner structure of the material being examined. In conclusion the test results showed that the opaque coating does not only serve aesthetic purposes by masking the dark metallic substructure but more importantly increases the durability of the metal ceramic bond

Maciej HAJDUGA, Zakład Inżynierii Materiałowej, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała
Maciej B. HAJDUGA, Wydział Nauk o Zdrowiu, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała

NANOPOWŁOKI Z METALI SZLACHETNYCH JAKO JEDNA Z ALTERNATYW OCHORNY IMPLANTÓW PRZED KOROZJA

Streszczenie. Praca przedstawia projekt badawczy mający na celu kompleksową ocenę przydatności jako implantów, próbek tlenku cyrkonu pokrytego bardzo cienkimi powłokami z takich metali jak np. złoto, tytan, platyna.

Badane materiały będą oceniane zarówno pod kątem korozji w warunkach laboratoryjnych a po uzyskaniu pozytywnych wyników zostaną wszczepione zwierzętom doświadczalnym. Po zadanych okresach czasu, będzie oceniania zarówno powierzchnia próbek jak i tkanki zwierząt doświadczalnych.

1. WSTĘP

W ostatnich latach możemy obserwować znaczny rozwój nowoczesnych materiałów ceramicznych. Rezygnacja z uzupełnień metalowo-ceramicznych w stomatologii, mimo bardzo dobrej wytrzymałości, podyktowana jest brakiem transparencji, procesami korozji, a także reakcjami zapalnymi, które powodują uwalnianie tlenków metali w kontakcie z dziąsłem brzeżnym.

Alternatywnym rozwiązaniem jest ceramika oparta na tlenku cyrkonu. Ten nowoczesny materiał ceramiczny charakteryzuje się bardzo dobrą biozgodnością, wytrzymałością i estetyką. Znany jest w medycynie już od ponad 20 lat. Wykonywane są z niego m.in. endoprotezy stawu biodrowego [1-3].

Dotychczasowe nasze badania dotyczące możliwości stosowania materiałów metalicznych na implanty obejmowały takie metale jak np.: chromel, molibden, wolfram, wolfram-ren [4,5].

Kolejny etap badań obejmował warstwy naniesione elektrolitycznie z metali takich jak cyna i srebro na bazie cienkich drutów [6,7].

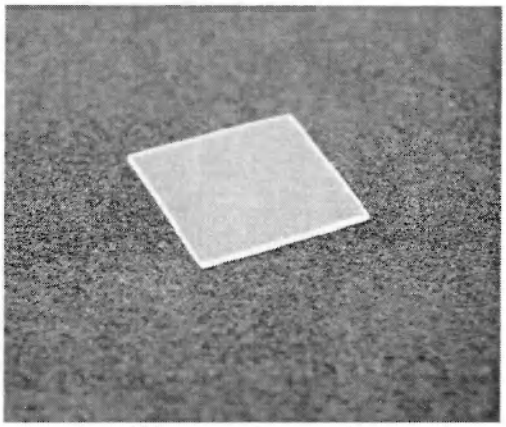
Dalszym krokiem było wytypowanie jako bazy tlenku cyrkonu i nanopowłoki.

2. STRATEGIA BADAŃ

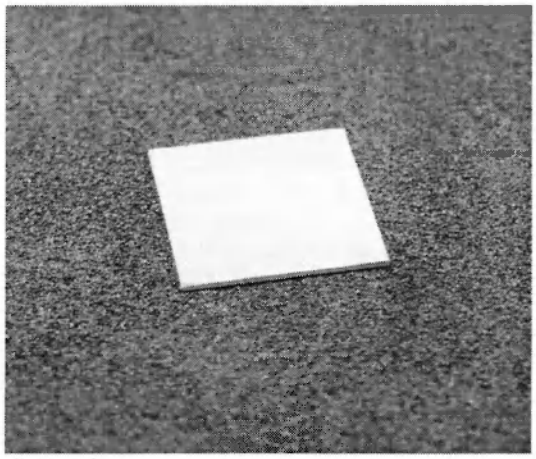
Badania będą prowadzone z użyciem materiału bazowego – tlenku cyrkonu z cienką powłoką metali szlachetnych (rys. 1-3) jak np. złoto, tytan, platyna. Początkowo grubość powłoki będzie wynosiła około 100 Å a następnie po uzyskaniu wstępnych wyników badań będzie ona zmniejszana bądź zwiększana.



Rys. 1. Próbki okrągłe – tlenek cyrkonu
Wym.: Ø=5mm, grubość 0,5mm



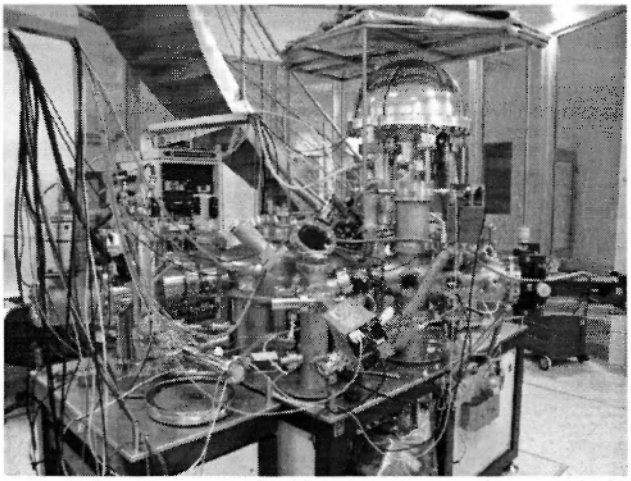
Rys. 2. Próbka prostokątna – tlenek cyrkonu
Wym.: 10mm x 10mm, grubość 0,5mm



Rys. 3. Próbka prostokątna – cyrkon z nanopowłoką złota
Wym. 10mm x 10mm, grubość 0,5mm

Próbki zostały wykonane i przeanalizowane w Laboratorium Powierzchni i Nanostruktur Instytutu Katalizy i Fizykochemii Powierzchni PAN. Wyposażenie Laboratorium stanowi kompleksowa aparatura przeznaczona do badań powierzchni ciał stałych litych i proszkowych w warunkach ultra wysokiej próżni (UHV). Aparatura pozwala na przygotowanie, wytworzenie, modyfikację i analizę metodami spektroskopowymi, mikroskopowymi oraz dyfrakcyjnymi powierzchni i nanostruktur.

Komory służące do przygotowywania i analizy próbek dołączone są do centralnej komory dystrybucyjnej. Próbka wprowadzana jest do UHV na odpowiednim nośniku przez śluzę załadowczą. Następnie, dzięki komorze dystrybucyjnej, może być przenoszona między wszystkimi komorami w warunkach UHV.



Rys. 4. Aparatura do nanoszenia cienkich warstw metali na próbki i ich analizy

Próbki będą badane we wstępnej fazie w fizjologicznym roztworze soli (0,9% NaCl), gdzie będą przebywały przez 60, 120 i 240 dni. Następnie będzie przeprowadzana analiza ich powierzchni pod kątem zmian makroskopowych, takich jak ubytki czy przebicia powłoki próbki. Będzie także analizowany stopień utlenienia powierzchni próbek przed i po implantacji.

Po uzyskaniu pozytywnych wyników badań korozyjnych dla danej grubości powłok, próbki zostaną umieszczone w środowisku hodowli tkankowych. Będą tam przebywały również 60, 120 i 240 dni.

Po każdym z okresów, próbki będą oczyszczane z tkanek. Następnie będą analizowane ubytki lub inne zmiany powierzchni warstwy metalu otaczającej materiał bazowy oraz jej skład chemiczny.

Tkanki natomiast zostaną zbadane pod kątem zmian histopatologicznych.

Ostatnim etapem badań będzie zaimplantowanie próbek zwierzętom doświadczalnym, w tym wypadku szczurom szczepu Wistar, na odpowiednie okresy czasu jak opisano wcześniej.

3. METODYKA BADAŃ

3.1. Analiza powierzchni próbek

W celu określenia składu chemicznego warstwy wierzchniej próbek, wszystkie zaimplantowane materiały zostaną poddane suszeniu, a następnie przed przystąpieniem do badań na mikroanalizatorze rentgenowskim na ich powierzchnie zostanie napylony węgiel. Skład chemiczny warstwy otaczającej implant będzie analizowany metodą dyspersyjno falową.

Kolejnym etapem będzie ocena stanu warstwy metalicznej otaczającej materiał bazowy – tlenek cyrkonu.

Przed przystąpieniem do oceny zawartości tlenu na mikroanalizatorze rentgenowskim w powierzchniowej warstwie wyekstrahowanych implantów, ich powierzchnia będzie oczyszczona w 60% roztworze alkoholu metylowego i wody, przy temperaturze 70°C, w naczyniu komorowym przy wykorzystaniu ultradźwięków. Taka procedura ma na celu

zminimalizowanie wpływu na wynik oceny jakościowej zawartości tlenu na powierzchni próbki.

Tak przygotowane próbki zostaną przemyte kilkukrotnie 95% alkoholem etylowym w temperaturze pokojowej oraz osuszone. Następnie zostanie przeprowadzona dla tych implantów ocena zawartości tlenu w warstwie wierzchniej (adsorbowanego i zawartego w tlenkach) w kilkunastu miejscach na powierzchni przy pomocy mikroanalizatora rentgenowskiego Jeol J7. Mikroanaliza rentgenowska pozwala na określenie jednorodności składu chemicznego oraz rozdziału składników pomiędzy poszczególne fazy. Do detekcji promieni X zostanie wykorzystany licznik proporcjonalny z ciągłym przepływem argonu.

Tlen w badanych mikroobszarach będzie oceniany jakościowo.

Równocześnie będzie dokonana ocena struktury warstwy powierzchniowej. Badania metalograficzne będą przeprowadzone na mikroskopie optycznym firmy Zeiss Axid Imager M1m, przy powiększeniach od 400x do 1000x. Bardziej szczegółowe badania powierzchni ocenianych materiałów zostaną przeprowadzone na mikroskopie skaningowym Jeol J7 z komputerowym analizatorem struktury, przy powiększeniach od 400x do 5000x.

3.2. Badania korozyjne

Badania korozyjne będą prowadzone przy użyciu roztworu Ringera. Próbki zostaną umieszczone na poszczególne okresy 60, 120 i 240 dni w naczyniach z roztworem o stałej temperaturze około 37°C.

3.3. Implantacja próbek

Badania będą prowadzone na dorosłych szczurach, samcach szczepu wistar. Zwierzęta będą przebywały w czasie doświadczenia w pomieszczeniach w standardowych warunkach laboratoryjnych. O stałej temperaturze 22°C ± 1° w 12-godzinnym cyklu sztucznego oświetlenia. W całym okresie doświadczenia będzie zapewniony swobodny dostęp do wody i standardowej diety. Przed wykonaniem zabiegu implantacji badanych drutów szczury zostaną znieczulone przez dootrzewnowe wstrzyknięcie 10mg Xylazyny i 100mg Ketaminy na 1 kg czystej substancji.

W celu wszczepiania implantu, skórę grzbietu szczura zostanie nacięta na długości ok. 1 cm. Do rany tj. do tkanki podskórnej zostaną wprowadzone dwie identyczne próbki w sposób jałowy. Identyczne próbki na dany okres czasu będą wszczepiane 4 osobnikom. Rana będzie zamknięta 2-3 szwami chirurgicznymi.

Szczury kontrolne będą pozornie operowane. Podobnie znieczulane jak szczury badane i poddane identycznemu zabiegowi operacyjnemu, tj. nacięciu skóry na czaszce i grzbiecie skóry i zamknięciu ran szwami chirurgicznymi.

3.4. Badania histologiczne tkanek

Badania histologiczne będą przeprowadzane podobnie dla hodowli tkankowych jak i dla tkanek pobranych od zwierząt doświadczalnych.

Po pobraniu tkanek znajdujących się w bezpośrednim sąsiedztwie implantów, umieszcza się je w naczyniu z 10% roztworem formaliny celem utrwalenia. Proces utrwalenia trwa 7 dni. Następnie tkanki są tak krojone aby uwidocznić miejsca bezpośredniego kontaktu z próbkami. Tak przygotowany materiał odwadnia się i odtłuszcza w autotechnikonie. W urządzeniu tym,

poprzez ciąg kąpieli o zadanych czasach w alkoholu, ksylenie i acetonie przygotowuje się kanki do zatopienia w parafinie.

Tak opracowane tkanki zatapia się w parafinie uzyskując bloczki, z których na mikrotomie skrawa się je na skrawki grubości 5μm.

Po przeniesieniu na szkiełko podstawowe i zabarwieniu metodą hematoksylina-eozyna uzyskuje się preparaty histologiczne. Preparaty te będą oceniane w mikroskopie świetlnym w powiększeniach od 100x do 400x.

W ocenie mikroskopowej w pierwszej kolejności będą porównane miejsca implantacji z podobną tkanką nie mającą kontaktu z próbką. Celem badania będzie także identyfikacja zmian wtórnych związanych najczęściej z uszkodzeniem mechanicznym tkanek podczas implantacji lub w trakcie trwania eksperymentu jak np. próba usunięcia implantu przez zwierzę doświadczalne.

W mikroskopowej ocenie histopatologicznej szczególna uwaga zostanie poświęcona następującym elementom:

- obecność fagocytów świadczących o toczącym się procesie zapalnym na styku tkanek mózgu z implantem,
- obecność złogów pochodzących z powierzchni korodującego implantu.

3.5. Analiza statystyczna uzyskanych wyników

Wyniki pomiarów stężenia tlenu na powierzchni badanych próbek zostaną przeanalizowane pod kątem istotności statystycznej różnic wartości średnich w implancie przy różnych czasach od wszczepienia, zaczynając od stanu przed wszczepieniem. Do tego celu zostaną wykorzystane testy statystyczne: ANOVA, tzn. analiza wariancji (w swojej najczęstszej postaci czyli klasyfikacji pojedynczej) oraz test *t* z dwiema próbami zakładający nierówne wariancje.

Zastosowane testy, należą do grupy najczęściej wykorzystywanych testów dla porównania własności dwóch lub więcej populacji. Zostanie ocenione czy czas jest istotnym czynnikiem wpływającym na poziom tlenu na powierzchni implantów.

LITERATURA

[1] Donovan T.E.: Factors Essential for Successful All-Ceramic Restorations. „J. American Dental Association", 2008, 139, 14-18.
[2] Borczyk D.: Dentysta w składzie porcelany, czyli krótki przewodnik po współczesnych systemach ceramicznych. e-Dentico, 2008, 2, 18.
[3] Pospiech P.: All-ceramic crowns: bonding or cementing? „Clinical Oral Investigations", 2002, 6, s. 189-197.
[4] Hajduga M. B., Hajduga M., Zajęcki W.: Wpływ wybranych implantów metalicznych na charakter zmian w tkance nerwowej szczura. Konferencja Naukowa Majówka Młodych Biomechaników 2008; 09 – 11 maj 2008.
[5] Hajduga M. B., Hajduga M., Zajęcki W.: Charakter zmian korozyjnych materiałów metalicznych w tkance żywej. IX Międzynarodowa Konferencja Mechanika w Medycynie; Rzeszów – Boguchwała 19 – 20 wrzesień 2008
[6] Hajduga M. B., Hajduga M..: Identyfikacja zmian zawartości tlenu w warstwie wierzchniej powłok galwanicznych w kontakcie z tkanką żywą. IX Międzynarodowa Konferencja Mechanika w Medycynie; Rzeszów – Boguchwała 19 – 20 wrzesień 2008

[7] Hajduga M. B., Hajduga M.: Ocena zmian powierzchni domózgowego implantu z powłoką cyny in vivo. „Ochrona przed korozją", 2/2010, s. 49-51
[8] Dejak B., Kacprzak M., Suliborski B., Śmielak B.: Struktura i niektóre właściwości ceramik dentystycznych stosowanych w uzupełnieniach pełnoceramicznych w świetle literatury. „Protetyka Stom.", 2006, LVI, 6, s. 471-77.
[9] Andzejczuk M., Lewandowska M., Kosmac T., Kurzydłowski J.K.: Stabilność strukturalna tetragonalnego tlenku cyrkonu w środowiskach wodnych i kwaśnych. „Archives of Metallurgy and Materials", 2006, 51.
[10] Marciniak J., Kaczmarek M., Ziębowicz A.: „Biomateriały w stomatologii". Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2008.

NANOCOATINGS OF THE PRECIOUS METALS AS ONE OF THE IMPLANTS PROTECTION ALTERNATIVES AGAINST CORROSION

Summary. The paper presents a research project aimed at a comprehensive assessment of suitability as implants, zirconium oxide coated samples for very thin coatings of metals such as gold, titanium, platinum.

The test materials will be evaluated both in terms of corrosion in the laboratory, and after obtaining positive results will be implanted in experimental animals. After a preset period of time, it will be analyzed both the surface of samples and tissue of experimental animals.

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

WPŁYW CERAM BONDU NA CHARAKTER POŁĄCZENIA METAL-CERAMIKA

Streszczenie: Celem pracy jest analiza wpływu materiału ceramicznego Ceram Bond, na charakter połączenia pomiędzy materiałem ceramicznym, a podbudową metaliczną, niklowo-chromową z pozostawioną warstwą tlenkową, w porównaniu ze strukturą, na której nie naniesiono wyżej wymienionej warstwy ceramicznej. Rejestracje prowadzono na granicy warstw metal-ceramika. Analizę wykonano przy pomocy mikroanalizatora rentgenowskiego JCXA 733 firmy Jeol. [1].

1. WSTĘP

Wykonywanie uzupełnień protetycznych, złożonych, metalowo-ceramicznych jest niezawodną, przewidywalną i jeszcze w dalszym ciągu dominującą metodą wykonania różnego rodzaju prac protetycznych takich jak: onlayów, koron, mostów i prac kombinowanych [1]. Połączenie pozytywnych cech tych dwóch materiałów, mających tak odmienne właściwości chemiczno-fizyczne, pozwalają otrzymać konstrukcje protetyczne, spełniające wymagania estetyczne i wytrzymałościowe [2]. Osiągnięcie jak największej wytrzymałość wiązania pomiędzy ceramiką i metalem stawia duże wymagania, które można osiągnąć przestrzegając zalecanych procedur. Siła i wytrzymałość połączenia jest wynikiem chemisorpcji poprzez dyfuzję pomiędzy powierzchnią tlenków na stopie, a ceramiką [3]. Na dobrą adhezję pomiędzy nimi wpływają takie czynniki jak: bardzo dobra zwilżalność i stapianie ceramiki z powierzchnią metalu w celu utworzenia jednolitej interfazy, utworzenie silnego wiązania chemicznego, mechaniczne zablokowanie obu materiałów (retencja), naprężenia rezydualne [4].

2. MATERIAŁY PRZEZNACZONE DO BADAŃ

2. 1. Materiał ceramiczny

Badaniu została poddana ceramika IPS d. SIGN firmy Ivoclar, która jest fluoroapatytowo-leucytowym szkłem ceramicznym przeznaczonym do napalania na podbudowie metalowej. Kryształki fluoroapatytu będące podstawowym składnikiem materiałów ceramicznych IPS d. SIGN imitując optyczne właściwości naturalnych zębów [5].

Skład chemiczny materiału ceramicznego

Procentowy skład chemiczny ceramiki IPS d. SIGN przedstawiony w tabeli 1, a właściwości fizyczne w tabeli 2.

Tabela 1. Procentowy skład chemiczny ceramiki IPS d. SIGN

	Standardowa zawartość procentowa wg [%]
SiO_2	50,0– 65,0
Al_2O_3	8,0 – 20,0
K_2O	7,0 – 13,0
Na_2O	4,0 – 12,0
CaO	0,1 – 6,0
P_2O_5	0,0 – 5,0
F	0,1 – 3,0
Inne składniki to: SrO, B_2O_3, Li_2O, CeO_2, BaO, ZnO, TiO_2, ZrO_2, barwniki.	0,0 – 3,0

Tabela 2. Właściwości fizyczne ceramiki IPS d. SIGN

WAK (25 – 510°C)	12,0 +- 0,5 $10^{-6}K^{-1}m/m$
Temperatura mięknięcia	510+-10 °C
Wytrzymałość na zginanie	80 +- 25 N/mm^2
Rozszerzalność	3,8 – 8,9 ng/cm^2
Twardość	52O – 599 HV 0,2/30
Siła przyczepności opakera	45,5 – 60,6 MPa

2.2. Materiał metaliczny

Badaniem poddano materiał metaliczny o symbolu 4all®. Jest to stop nieszlachetny niklowo-chromowy, do zastosowania zarówno z tradycyjną ceramiką skaleniową jak i ceramiką niskostopową. Skład chemiczny stopu 4all® (%) wagowy, przedstawia tabeli 3, a właściwości fizyczne stopu w tabeli 4.
Stop ten jest przeznaczony jest do wykonywania wkładów, koron i mostów [5].

Tabela 3. Skład chemiczny stopu 4all® (%) wagowy

Ni	Cr	Mo	Si	Mn	Al.	C
61,4	25,7	11,0	1,5	<1,0	<1,0	<1,

Tabela 4. Właściwości fizyczne stopu

- kolor	- metaliczny biały
- gęstość (g/cm^3)	- 8,40
- temperatura topienia (°C)	- 1260 -1350
- temperatura odlewania (°C)	- 1405 – 1465
- CTE 25-500 (x 10^{-6} /°C)	- 13,80
- CTE 20-600 (x 10^{-6} /°C)	- 14,10
- wydłużenie (%)	- 12,00
- moduł elastyczności (MPa)	- 200.00
- temperatura oksydacji (°C) / minuty / próżnia	- 950 /1/ brak
- twardość w skali Vickersa (po napaleniu)	- 235
- granica plastyczności (wydłużenie 0,2% (MPa) po napaleniu ceramiki)	- 375

2.3. Ceram Bond

Ceramika jako materiał licujący konstrukcje metalowe, musi posiadać bardzo ważną cechę, a mianowicie jej współczynnik rozszerzalności cieplnej (WRC), jak i metalu musi być kompatybilny tak, aby ceramika nie pękała. System powinien być tak opracowany, aby wartość ekspansji dla metalu była nieznacznie większa niż dla ceramiki, wywołując w ten sposób kompresję rezydualną, która sprawia, że ceramika jest mniej wrażliwa na naprężenia rozciągające, indukowane przez obciążenie mechaniczne. Nieprawidłowo przeprowadzony proces odlewu i obróbki metalu wpływa na wzrost naprężeń pomiędzy metalem a ceramiką, zaś znaczne pogrubianie warstwy ceramiki, jak i długoczasowe wystawianie na działanie temperatur w zakresie 800 – 900°C powoduje niekontrolowany wzrost WRC ceramiki.

W celu uniknięcia błędów w czasie napalania warstw ceramicznych, został opracowany przez firmę Bredent materiał ceramiczny - Ceram Bond. Ceram Bond jest gotowym materiałem, który może być stosowany jako materiał pośredni pomiędzy metalem nieszlachetnym, a pierwszą warstwą ceramiczną – opakerem. Mikrocienka warstwa Ceram Bondu działa jak bufor pomiędzy metalem i ceramiką wyrównując znaczne różnice pomiędzy współczynnikami rozszerzalności cieplnej obu materiałów i blokuje pogrubianie się warstwy tlenkowej na metalu, podczas kolejnych wypaleń warstw ceramicznych. Złoto - żółty kolor wypalonej warstwy Ceram Bondu ułatwia osiągnięcie zamierzonego końcowego koloru ceramiki [7]. Materiał ten nakłada się na warstwę metalu uprzednio wypiaskowanego i oczyszczonego za pomocą ciśnieniowego urządzenia parowego.
Tabela 5 przedstawia temperatury i czas wypalania warstwy Ceram Bondu.

Tabela 5. Temperatury i czas wypalania warstwy Ceram Bondu

T	B	S	t	H	V 1	V 2
980°C	650°C	1 min	55°C	1 min	650°C	980°C
temperatura końcowa	temperatura startowa	czas zamykania	wzrost temperatury	utrzymanie temperatury	próżnia start	próżnia wyłączona

3. METODYKA BADAŃ

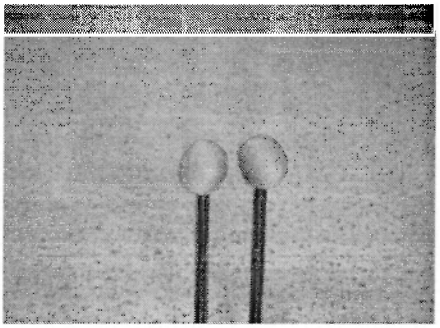
Próbki do mikroanalizy rentgenowskiej przygotowano z tego samego stopu metalicznego i materiału ceramicznego. Różniły się one między sobą jedynie nałożoną warstwa pośrednią. Próbki do badań przygotowano według grup podanych w tabeli 6.

Tabela 6. Przygotowanie próbek do badań.

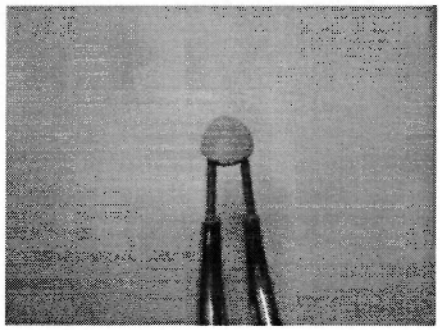
Grupa 1	Grupa 2
Odlewanie	Odlewanie
Piaskowanie 110 μm	Piaskowanie 110 μm
Utlenianie	Utlenianie
Warstwa Ceram Bondu	Ceramika
Ceramika	Analiza
Analiza	

4. PRZYGOTOWANIE PRÓBEK DO ANALIZY METALOGRAFICZNEJ

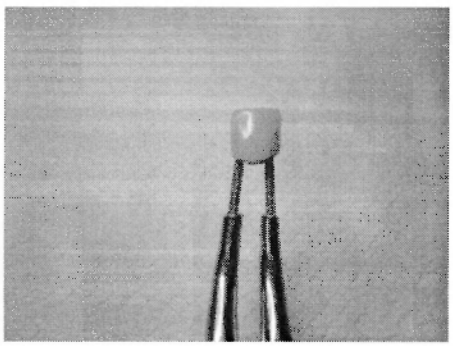
Po wykonaniu odlewu, został on uwolniony z masy osłaniającej, a następnie wypiaskowany - rysunek 1. Dwie czapeczki po obróbce mechanicznej należącej do 1 i 2 grupy badawczej zostały wypiaskowane tlenkiem glinu o ziarnistości 110 μm, i zaosksydowane. Czapeczka z grupy drugiej została pokryta warstwą Ceram Bondu - rysunek 2. Następnie na obie czapeczki zostały nałożone warstwy ceramiki i wypalone zgodnie z zaleceniami producenta. Rysunek 3 przedstawia gotową koronę metalowo-ceramiczną



Rys.1. Wypiaskowane czapeczki metalowe



Rys.2. Podbudowa metalowa wraz z nałożoną warstwą Ceram Bondu

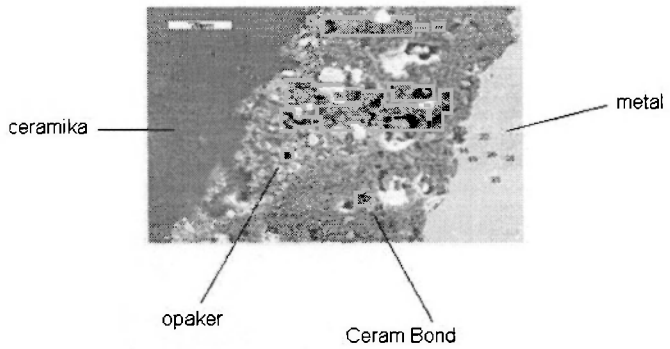


Rys.3. Gotowa korona metalowo-ceramiczna

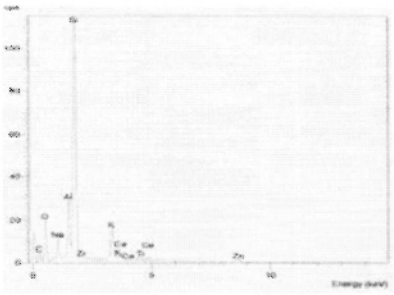
5. WYNIKI BADAN MIKROANALIZY RENTGENOWSKIEJ

Wyniki badań mikroanalizy rentgenowskiej dla próbki 1

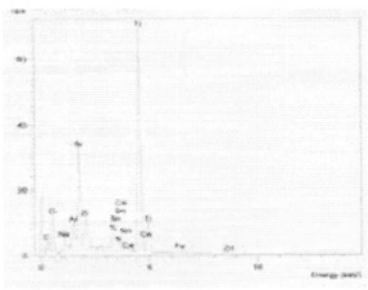
Próbki do badań wykonano ze stopu nieszlachetnego niklowo- chromowego 4 all i ceramice IPS d. SIGN firmy Ivoclar. Powierzchnia metalu została wypiaskowana piaskiem AL_2O_3 o gradacji 110 μm., a następnie poddana procesowi oksydacji. Po oczyszczeniu powierzchni podbudowy, za pomocą ciśnieniowego urządzenia parowego, nałożono warstwę pośrednią z Ceram Bondu. Rozkład powierzchniowy poszczególnych pierwiastków występujących w warstwie metal - ceramika próbki 1 zobrazowano na rysunku 4. Analizowane punkty 1, 2, 3 znajdują się w części ceramicznej, punkty 4 - 11 w części opakerowej ceramiki, punkty 12 - 18 w warstwie Ceram Bondu, punkty 19 - 23 w warstwie metalicznej



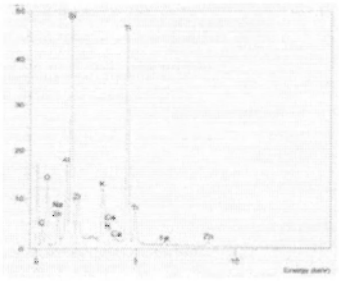
Rys. 4. Mikrostruktura próbki 1 na granicy połączenia ceramika – metal, pow.1000x. Analizę widma energodyspersyjnego (EDS) z zaznaczonych punktów 1 - 3, 6, 12, 19-21 zamieszczono na rysunku 5– 8 [8].



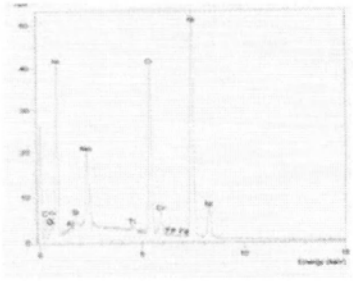
Rys. 5. Widma EDS z punktów 1, 2, 3 - ceramika



Rys. 6. Widmo EDS z punktu 6 - opaker



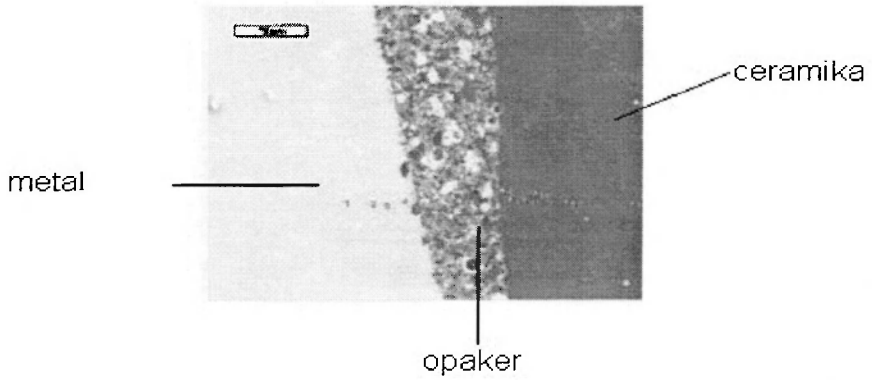
Rys. 7. Widmo EDS z punktu 12 – Ceram Bond



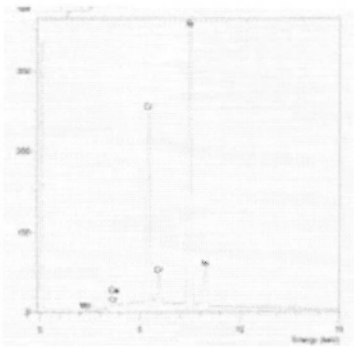
Rys. 8. Widma EDS z punktów 19 - 21- metal

Wyniki badań mikroanalizy rentgenowskiej dla próbki 2

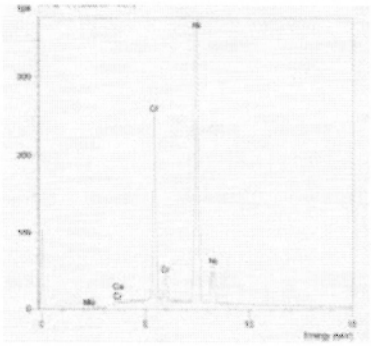
Próbka 2 różni się od próbki 1 tym, że nie posiada nałożonej warstwy pośredniej z materiału ceramicznego Ceram Bondu. Mikrostrukturę próbki 2 z zaznaczonymi punktami pomiarowymi 1 - 12 obrazuje rysunek 9. Analizowane punkty 1 - 5 znajdują się w części metalicznej, punkty 6 i 7 w części opakerowej ceramiki, zaś punkty 8 - 12 w warstwie ceramiki. Widma EDS z punktów 1, 2, 3, 4 podano na rys. 10 – 13.



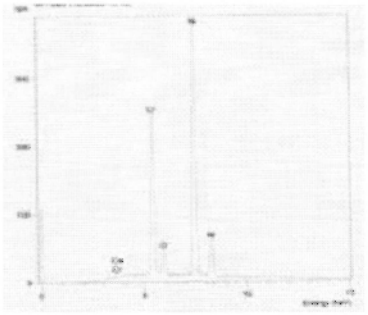
Rys. 9. Mikrostruktura próbki 2 na granicy połączenia ceramika – metal, pow.400x..



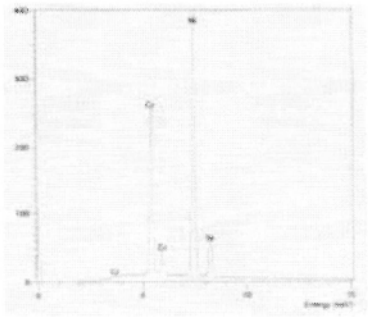
Rys. 10. Widma EDS z punktu 1



Rys. 11. Widma EDS z punktu 2



Rys. 12. Widma EDS z punktu 3



Rys. 13. Widma EDS z punktu 4

6. WNIOSKI

Na podstawie analizy wyników badań można sformułować, co następuje:

- Granica pomiędzy warstwą metaliczną, a Ceram Bondem jest ostra i świadczy o bardzo dobrej zwilżalności podłoża.
- Mikroanaliza rentgenowska połączenia badanych materiałów, wykazała stopniową zmianę stężenia pierwiastków na granicy ceramika – metal, świadczącej o wystąpieniu zjawiska dyfuzji w analizowanych mikroobszarach.
- Większe procentowe zmiany stężenia pierwiastków zaobserwowano w próbce 1, w której nałożono warstwę pośrednią z materiału ceramicznego Ceram Bondu.

LITERATURA

[1] Majewski S.: Protetyka stałych uzupełnień zębowych, SZ-W, Kraków 1998.
[2] Włosiński W.: Połączenia ceramiczno – metalowe, PWN Warszawa 1984.
[3] Cebula Dorota, Jerzy Wideoman:. Badania Metalurgiczne. Preparatyka i metody obserwacji, Warszawa 1999.
[4] Robert G. Craig.: Materiały Stomatologiczne, Urban & Partner 2006.
[5] Ivoclar: ceramika IPS d. SIGN, materiał metaliczny o symbolu 4all® - charakterystyka produktu.
[6] Hajduga M., Zdziech T:. Analiza połączenia protetycznego metal-ceramika - Majówka „2008" Politechnika Śląska. Katedra Mechaniki Stosowanej, WSID Ustroń. Katedra Techniki Dentystycznej.
[7] Bredent: Ceram Bond – charakterystyka produktu.

THE INFLUENCE OF CERAM BOND ON THE CHARACTER OF THE METAL-CERAMIC JOINT

Summary. The aim of the study is the analysis of the influence of the ceramic material (Cream Bond) on the character of the joint between the ceramic material and the metallic foundation (a nickel-chrome structure with an oxide later left), compared to the joint without the ceramic material in question. The observation was made within the contact area of the metallic and ceramic layers. The analysis was conducted by means of an electron microprobe analyzer JCXA 733 Jeol.

Antoni JOHN, Grzegorz KOKOT, Mateusz DUDA, Katedra Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice

WSTĘPNA ANALIZA STAWU BIODROWEGO CZŁOWIEKA FIZJOLOGICZNIE PRAWIDŁOWEGO ORAZ PO ZABIEGU KAPOPLASTYKI

Streszczenie. W pracy przedstawiono sposób zamodelowania stawu biodrowego człowieka odpowiadający stanowi przed operacją kapoplastyki (fizjologicznie prawidłowemu) oraz stanowi po operacji. W obu modelach założono takie same warunki brzegowe. Następnie przeprowadzono analizę numeryczną oraz porównano wyniki w celu określenia, które miejsca modeli są najbardziej narażone na przeciążenia podczas fizjologicznego obciążenia stawu biodrowego.

1. WSTĘP

Jedną z współcześnie stosowanych metod rekonstrukcji zdegenerowanego stawu biodrowego człowieka szczególnie w przypadku młodych, aktywnych (często również sportowo) ludzi jest operacja kapoplastyki, czyli wszczepienia protezy panewki stawu biodrowego oraz protezy powierzchni głowy kości udowej. Operacja ta różni się tym od operacji całkowitej endoprotezoplastyki, że nie odcina się całej głowy kości udowej, a jedynie powierzchnię głowy kości udowej zostawiając jej zdrowe wnętrze. Na tak obrobioną głowę osadza się centrycznie mocowaną protezę usuniętej uprzednio powierzchni. Istotnym jest zbadanie jak zachowuje się staw po takiej operacji w porównaniu do stawu zdrowego (fizjologicznie prawidłowego). W przypadku dużych przeciążeń lub nieprawidłowo zamocowanej protezy istnieje ryzyko mikropęknięć, które przy dalszym obciążeniu stawu może doprowadzić do pęknięć, a nawet złamań. W niniejszej pracy zbudowano dwa modele numeryczne stawu odpowiadające dwóm stanom:

- przed operacją kapoplastyki,
- po operacji kapoplastyki.

Sprawdzono również, w których miejscach modeli wystąpią spiętrzenia naprężeń.

W celu stworzenia modelu numerycznego wykorzystano zdjęcia otrzymane z tomografii komputerowej. Pewne elementy nie mogły zostać odwzorowane bezpośrednio ze zdjęć tomografii, lecz musiały zostać zamodelowane manualnie. Metoda ta jest więc metodą półautomatyczną.

2. ANALIZA STAWU BIODROWEGO.

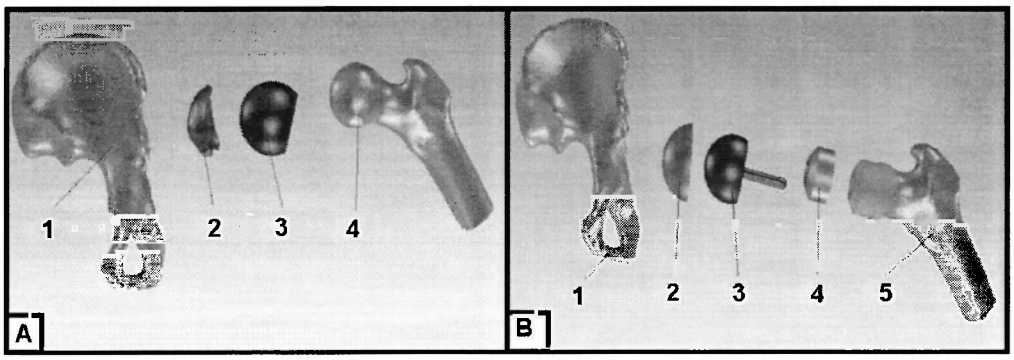
Proces budowy modeli numerycznych stawu biodrowego człowieka przed i po operacji kapoplastyki był procesem bardzo złożonym, wieloetapowym oraz długotrwałym. Składał się z kilku etapów, z których najważniejszymi były:

1. Uzyskanie geometrii ze zdjęć TK preparatów fizjologicznych.
2. Utworzenie geometrii protez oraz struktur anatomicznych nie uzyskanych ze zdjęć TK [1,3].

3. Podział na elementy skończone oraz przypisanie danych materiałowych na podstawie danych ze zdjęć TK.
4. Wykonanie analizy numerycznej.

2.1 Utworzenie modelu stawu biodrowego fizjologicznie prawidłowego oraz po zabiegu kapoplastyki.

Modele kości udowej oraz miedniczej uzyskano na podstawie zdjęć TK w programie Mimics firmy Materialise. Zdjęcia zostały wykonane z bardzo dużą precyzją wynoszącą 0,347mm. Następnie w programie Solid Edge zostały zamodelowane protezy panewki głowy kości udowej, protezy powierzchni głowy kości udowej, warstwa cementu mocującego oraz struktury anatomiczne nie uzyskane ze zdjęć TK tj. powierzchnia stawowa na głowie kości udowej oraz w panewce kości miedniczej. Wzorowano się na danych literaturowych [1,3] w przypadku struktur anatomicznych, danych literaturowych w przypadku modelowanej 3mm warstwy cementu [1] oraz na rysunkach inżynierskich w przypadku protez. Modele przedstawione zostały na Rys.1.



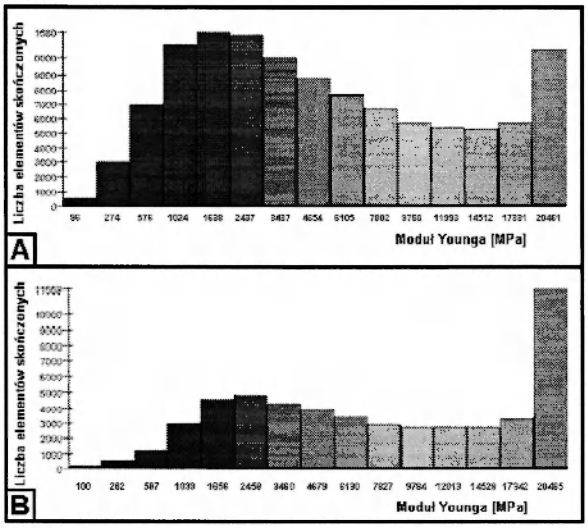
Rys.1. Modele CAD. A. Składowe modelu fizjologicznie prawidłowego (1. Kość miednicza, 2. Powierzchnia stawowa panewki kości udowej, 3. Powierzchnia stawowan na głowie kości udowej, 4. Kość udowa). B. Składowe modelu po operacji kapoplastyki (1. Protezowana kość miednicza, 2. Proteza panewki kości udowej, 3. Proteza powierzchni głowy kości udowej, 4. Warstwa cementu mocującego protezę 3 na kości 5, 5. Protezowana kość udowa)

Model został podzielony na elementy 4-węzłowe w programie Patran (ilość elementów – patrz Tab. 1). Przyjęto materiał izotropowy, liniowo-sprężysty. Niejednorodność materiału zamodelowano na podstawie konwersji skali szarość zdjęć TK (bazowych) do modułu Younga (punkt 2.2).

2.2 Przypisanie wartości materiałowych.

Kolejnym etapem było przypisane parametrów materiałowych dla każdego elementu (Rys.2). Przypisania danych materiałowych dokonano w programie Mimics Materialise za pomocą odpowiednich równań aproksymacyjnych, między innymi użyto równania Kellera na potrzeby konwersacji gęstości materiałowej [g/cm^3] do modułu Younga [MPa] [2,4]:

$$E=10.5\rho^{2.57}$$

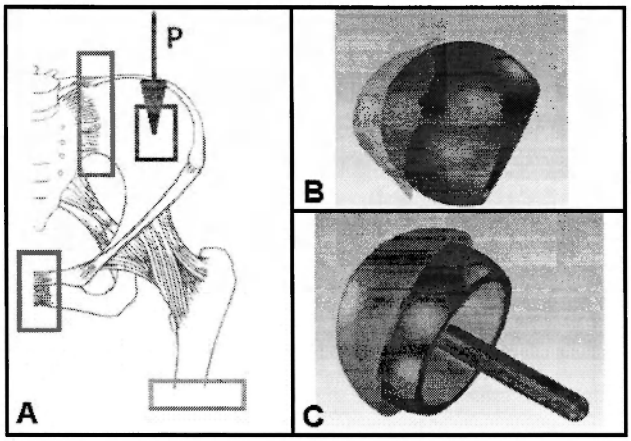


Rys. 2. Przykładowe histogramy rozkładu modułu Younga (oś pozioma) w zależności od liczby elementów skończonych (oś pionowa): A. Kość miednicza fizjologicznie prawidłowa B. Kość udowa po operacji kapoplastyki

2.3 Warunki brzegowe oraz analiza numeryczna.

W obu modelach założono takie same warunki brzegowe (Rys.3). Oprócz odpowiednio odebranych stopni swobody i przyłożonej siły zamodelowano również kontakt pomiędzy współpracującymi elementami:

a) protezami (dla modelu po operacji protezowania),
b) pomiędzy powierzchniami stawowymi (dla modelu zdrowego).



Rys. 3. Warunki brzegowe (opis w tekście)

Opis oznaczeń zamieszczonych na Rys.3: A: Niebieski obszar oznacza możliwość przemieszczania modelu w kierunku pionowym, zielony obszar brak możliwości przemieszczania we wszystkich kierunkach, czerwony obszar to miejsce w którym został przyłożony nacisk 800N. B: Zasymulowano współczynnik tarcia o wartościach 0,001;0,01;0,3 pomiędzy współpracującymi powierzchniami powierzchni stawowej panewki oraz głowy kości udowej C: Zasymulowano współczynnik tarcia o wartościach

0,001;0.01;0,3 pomiędzy współpracującymi powierzchniami protezy panewki stawowej i oraz powierzchni głowy kości udowej.

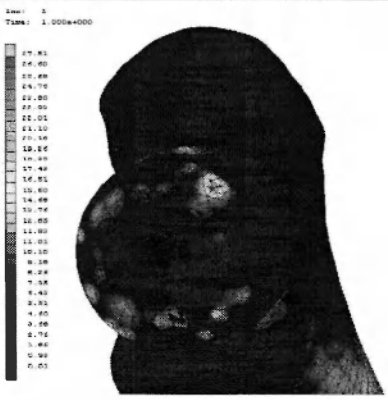
3. WYNIKI

W wyniku analizy przeprowadzonej metodą elementów skończonych uzyskano rozkłady przemieszczeń, odkształceń i naprężeń, które stanowią podstawę do określenia wytężenia badanych struktur. Wyniki zestawione w Tab. 1 ukazują punktowe spiętrzenia na poszczególnych elementach. W przypadku modelu po operacji znaczne spiętrzenie występuje pomiędzy cementem a kością udową. Przyczyną takiego spiętrzenia jest najprawdopodobniej pionowy kierunek działania siły obciążającej model. W przypadku oparcia się zespołu kość miednicza-panewka na części proteza-cement-kość udowa następuje nieznaczne wygięcie kości udowej. Należy bowiem pamiętać, że jej podstawa jest sztywno utwierdzona. Powoduje to powstawanie momentu gnącego działającego na głowę kości udowej. Strefa pomiędzy cementem a kością udową jest miejscem najniebezpieczniejszym modelu i może powodować w przyszłości obluzowanie protezy głowy kości udowej przez osłabienie cementu w tym właśnie miejscu. W przypadku panewki kości miedniczej po operacji również występuje punktowe spiętrzenie, ale tutaj nie używa się cementu. Rezultat takich spiętrzeń w tym miejscu nie jest zatem tak groźny, jak w przypadku kości udowej.

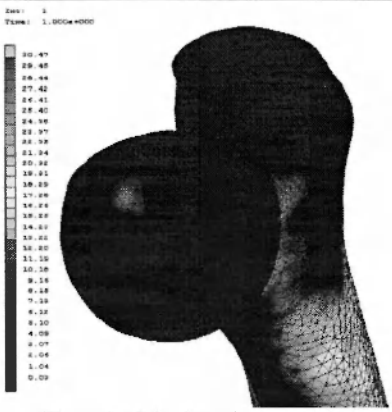
Tabela1 Wyniki symulacji. Do badań użyto hipotezy Hubera-Misessa.

Model	**Ilość elem. skończonych**	**Max. Naprężenia [MPa]**	**Moduł Younga [MPa]**	**Uwagi**
Kość udowa fizjologicznie prawidłowa	*87339*	*30,5*	*110-20472*	*Brak punktowych spiętrzeń*
Kość udowa po operacji	*104659*	*27,5*	*100-20465*	*Punktowe spiętrzenie pomiędzy cementem a kością*
Kość miednicza fizjologicznie prawidłowa	*132287*	*88*	*81-20447*	*Brak punktowych spiętrzeń w panewce*
Kość miednicza po operacji	*103912*	*111*	*96-20461*	*Punktowe spiętrzenie w panewce*
Chrząstka na kości miedniczej	*9349*	*13*	*2000*	*Punktowe spiętrzenie*
Chrząstka na kości udowej	*24231*	*19*	*2000*	*Punktowe spiętrzenie na głowie kości.*
Cement	*5024*	*25,2*	*2000*	*Spiętrzenie punktowe od wewnętrznej strony*
Proteza głowy kości udowej	*37600*	*114*	*200000*	*Spiętrzenie na głowie protezy.*
Proteza panewki kości miedniczej	*7028*	*67,5*	*200000*	*Punktowe spiętrzenie*

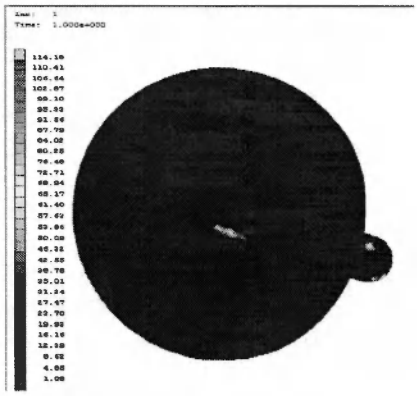
Poniżej zestawiono mapy reprezentujące rozkładu naprężeń zredukowanych dla poszczególnych modelowanych struktur biologicznych oraz protez.



Głowa kości udowej po zabiegu kapoplastyki



Głowa kości udowej przed zabiegem kapoplastyki



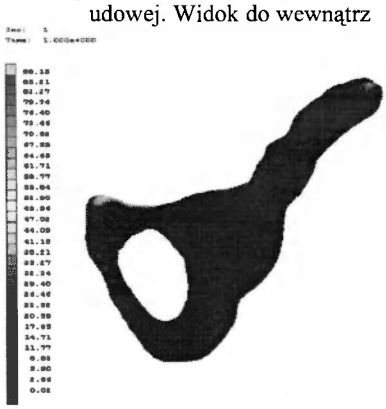
Proteza powierzchni głowy kości udowej. Widok do wewnątrz



Model powierzchni stawowej na głowie kości udowej. Widok do wewnątrz



Miednica po zabiegu kapoplastyki



Miednica przed zabiegem kapoplastyki

Rys. 4. Mapy naprężeń uzyskane w wyniku obliczeń MES korzystając z hipotezy naprężeń zredukowanych Hubera-Misessa

4. WNIOSKI

W analizie uwzględniono kontakt z tarciem dla wartości współczynników tarcia 0,001; 0,01; 0,3 Stwierdzono, że nie ma to wpływu w przypadku analizy statycznej modelu

odpowiadającej ułożeniu kości dla postawy wyprostnej człowieka. Wpływ będzie widoczny w przypadku uwzględnienia ruchu kości udowej oraz kości miedniczej względem siebie, co zostanie przeanalizowane w toku dalszych prac. Zostanie zasymulowany ruch oraz obciążenia dla poszczególnych faz chodu, również dla skrajnych przeciążeń stawu biodrowego, które mają miejsce np. podczas skoku pionowego. Przyszłe badania powinny również uwzględnić zmianę modułu Younga w obrębie głowy kości udowej wynikająca z wnikania cementu w porowatą strukturę kości korowej. Należy pamiętać, że chirurg podczas operacji często robi otwory ułatwiające wnikanie cementu w jej strukturę. Jednak do tych badań należy najpierw przeprowadzić doświadczenia na preparatach, by stwierdzić jak duży ma wpływ cement chirurgiczny reagujący z kością korową na jej własności materiałowe i dopiero wtedy można uwzględnić zmienione własności materiałowe w obrębie głowy kości udowej.

LITERATURA

[1] Radcliffe, I.A.J, Taylor, M.: Investigation into the effect of varus-valgus orientation on load transfer in the resurfaced femoral head: A multi-femur finite element analysis. Bioengineering Science Research Group, University of Southampton. Clinical Biomechanics 22, Highfield, 2007 UK, p.780-786.

[2] John A., Wysota P.: Modeling of osteoporotic changes using images from computed tomography, Modelowanie Inżynierskie, Gliwice 2008, p. 151-158.

[3] Będziński R.: *Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane.* Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997. p.118-155.

[4] Rho J.Y., Hobatho M.C., Ashman R.B.: Relations of mechanical properties to density and CT number in human bone. "Medical Engineering & Physics" Department of Biomedical Engineering, University of Memphis, Vol. 17, Memphis 1995, p. 347-355.

PREANALYSIS OF HUMAN HIP JOINT PHYSIOLOGICALLY CORRECT AND AFTER OPERATION OF RESURFACING

Summary. In this work two states of human hip joint were modelled refers to: state physiologically correct and after resurfacing operation. These same boundary conditions were assigned to both models and the FEM analysis was conducted. The obtained results were compared and finally the most dangerous and overloading areas were defined for physiological loading of hip joint.

Antoni JOHN, Katedra Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice
Agnieszka MUSIOLIK, Katedra Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice

OD MODELU ANATOMICZNEGO DO MODELU NUMERYCZNEGO – SYMULACJA RUCHU PALCÓW RĘKI CZŁOWIEKA

Streszczenie. Analiza układu ruchu człowieka odbywa się przez zastosowanie metody modelowania i symulacji komputerowej. Metoda ta polega na sformułowaniu modelu matematycznego badanego układu biomechanicznego na podstawie przeanalizowanego wcześniej wybranego modelu fizycznego, a następnie na rozwiązaniu układu równań, który tworzy ten model i przedstawieniu wyników w postaci wykresów lub animacji. W artykule zastosowano metodę numerycznego całkowania równań metodą Rungego-Kutty czwartego rzędu.

1. WSTĘP

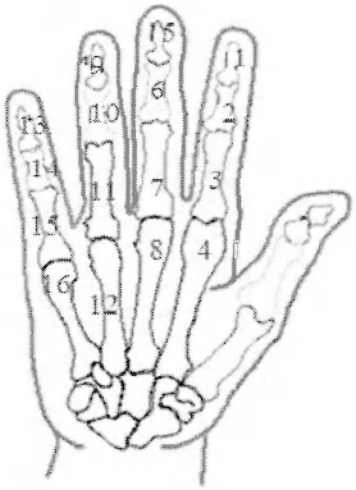
Dynamiczne właściwości biomechanizmu można określić jako zmiany jego położenia w czasie, w zależności od sił i momentów napędowych. Zależności te opisuje się za pomocą układu równań różniczkowych ruchu. W tym celu zastosowano metodę Newtona-Eulera, która opisuje dynamikę poszczególnych członów.

Celem analizy jest uzyskanie parametrów biomechanicznych potrzebnych do pośredniego wykorzystania jako dane wejściowe dla komputerowych modeli symulacyjnych niezbędnych w projektowaniu urządzeń do rehabilitacji ręki. Obliczenia wykonano w programie Matlab.

2. METODYKA BADAŃ

2.1. Dane wejściowe przyjęte w procesie analizy

Do przeprowadzenia analizy zarówno kinematycznej jak i dynamicznej układu ruchu człowieka niezbędna jest znajomość danych antropometrycznych: geometrycznych (wymiary ciała) i masowych (masy, położenia środków mas, momenty bezwładności). W artykule, poszczególne człony są traktowane jak bryły sztywne o powierzchni walca i dla nich wyznaczono momenty bezwładności. W tabeli 1 przedstawiono dane zawarte w modelowaniu, a na rysunku 1 odpowiadające im człony.



Rys.1. Model ręki z zaznaczonymi członami

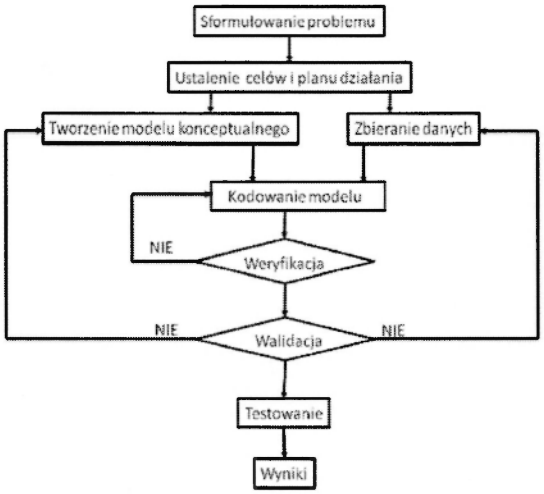
Tabela 1. Dane zawarte w modelu

Człon	Masa[kg]	Długość[m]	Promień [m]	Moment bezwładności[kg·m^2]
1	0.007	0.02101	0.0065	1.10392E-06
2	0.014	0.01910	0.0065	1.85032E-06
3	0.030	0.03008	0.0075	9.46994E-06
4	0.662	0.07717	0.0091	0.001327821
5	0.008	0.2475	0.0055	0.000163411
6	0.014	0.03386	0.0063	5.48925E-06
7	0.032	0.05066	0.0075	2.78253E-05
8	0.662	0.7816	0.0089	0.134818058
9	0.006	0.02315	0.0055	1.11722E-06
10	0.012	0.2860	0.0055	0.000327275
11	0.015	0.04438	0.0061	9.98746E-06
12	0.062	0.07550	0.0091	0.000119089
13	0.004	0.02133	0.0040	6.22625E-07
14	0.010	0.1920	0.0045	0.000122931
15	0.009	0.03743	0.0050	4.25926E-06
16	0.060	0.06786	0.0095	9.34533E-05

W analizie dynamicznej uwzględnia się masy członów oraz siły na nie działające powstające podczas ruchu. W rzeczywistych układach działają na ogół złożone układy sił. Ich znajomość jest niezbędna w przypadku analizy mechanizmu w ruchu. W analizie dynamicznej podczas zgięcia i wyprostu palców ręki wyróżnia się grupę sił wewnętrznych do których należą siły i momenty sił reakcji w parach kinematycznych wywołanych przez przenoszenie obciążenia. Dynamiczne właściwości biomechanizmu zostaną określone w postaci zmian jego położenia w czasie w zależności od sił i momentów w stawach.

2.2. Schemat modelowania

Przez model rozumiemy uproszczoną reprezentację rzeczywistości, który jest pozbawiony wielu szczegółów i cech nieistotnych z punktu widzenia celów modelowania. Poniżej przedstawiono schemat blokowy analizowanego modelu.



Rys. 2. Schemat blokowy modelowania

Do rozwiązania modelowania zastosowano metodę jednokrokową w której przechodzi się od x(t) do x(t+Δt) zakładając, że Δt nie jest zbyt duże, a **f**(...) nie zmienia się zbyt gwałtownie. Zastosowano wielomiany czwartego stopnia jako modele składowych wektora x(t), zgodnie z najpewniejszą metodą numerycznego całkowania równań, czyli metodą Rungego – Kutty czwartego rzędu.

Zastosowano następujące uproszczenia: układ biomechaniczny składa się z członów sztywnych, nieodkształcalnych, do których należą paliczki palca wskazującego, środkowego, serdecznego i małego oraz nadgarstek i śródręcze. Śródręcze zostało unieruchomione. Analiza została wykonana w układzie XY.

2.3. Procedura analizy dynamicznej

Równanie ruchu zostało wyznaczone zgodnie z równaniem Newtona-Eulera. Ponieważ nie uwzględniono tłumienia oraz tarcia wzór wygląda następująco:

$$\mathbf{Mq} = \mathbf{g} \tag{1}$$

gdzie:

g – uogólniony wektor sił zewnętrznych

M – macierz sztywności zawierająca masy i moment bezwładności poszczególnych członów

Jeżeli połączone ciała są traktowane jako całość wtedy równanie ma postać (2).

$$\mathbf{Mq} + \mathbf{g}^{(i)} = \mathbf{g} \tag{2}$$

gdzie:
– przyspieszenie
q – przemieszczenie
$g^{(i)}$ uogólniony wewnętrzny wektor sił wynikający z ograniczeń kinematycznych

Za pomocą metody Lagrange'a w postaci (3), siły te zostały wyrażone jako macierz Jacobiego i wektor zawierający wartości do obliczenia λ.

$$\mathbf{g}^{(i)} = \mathbf{\Phi}_{\mathbf{q}}^{\mathbf{T}}\boldsymbol{\lambda} \tag{3}$$

Połączenie wzoru (2) i (3) otrzyma się równanie ruchu w postaci (4)

$$\mathbf{M\ddot{q}} + \mathbf{\Phi}_{\mathbf{q}}^{\mathbf{T}}\boldsymbol{\lambda} = \mathbf{g} \tag{4}$$

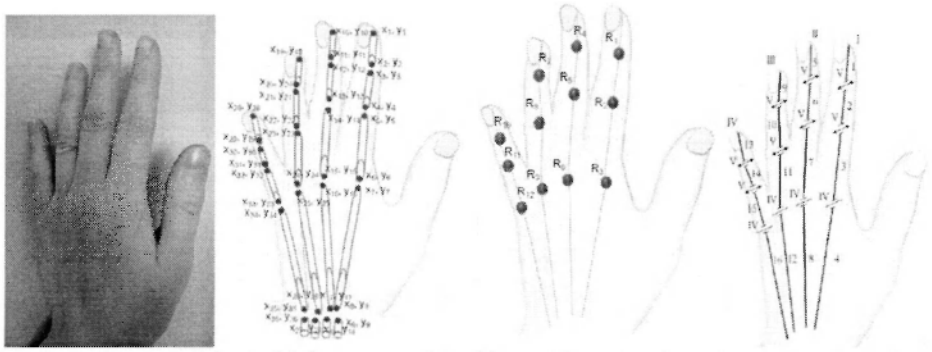
Macierz sztywności zawierająca masy i momenty bezwładności poszczególnych członów, dla członu 1 została opisana w postaci (5).

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} m - \frac{2mx_G}{L_{ij}} & 0 & \frac{m\bar{x}_G}{L_{ij}} - \frac{I_i}{L_{ij}^2} & -\frac{m\bar{y}_G}{L_{ij}} \\ 0 & m - \frac{2m\bar{x}_G}{L_{ij}} & \frac{m\bar{y}_G}{L_{ij}} & \frac{m\bar{x}_G}{L_{ij}} - \frac{I_i}{L_{ij}^2} \\ \frac{m\bar{x}_G}{L_{ij}} - \frac{I_i}{L_{ij}^2} & \frac{m\bar{y}_G}{L_{ij}} & \frac{I_i}{L_{ij}^2} & 0 \\ -\frac{m\bar{y}_G}{L_{ij}} & \frac{m\bar{x}_G}{L_{ij}} - \frac{I_i}{L_{ij}^2} & 0 & \frac{I_i}{L_{ij}^2} \end{bmatrix} \tag{5}$$

gdzie:
m – masa członu
I_{ij} – moment bezwładności
L_{ij} – długość członu

3. BADANY MODEL

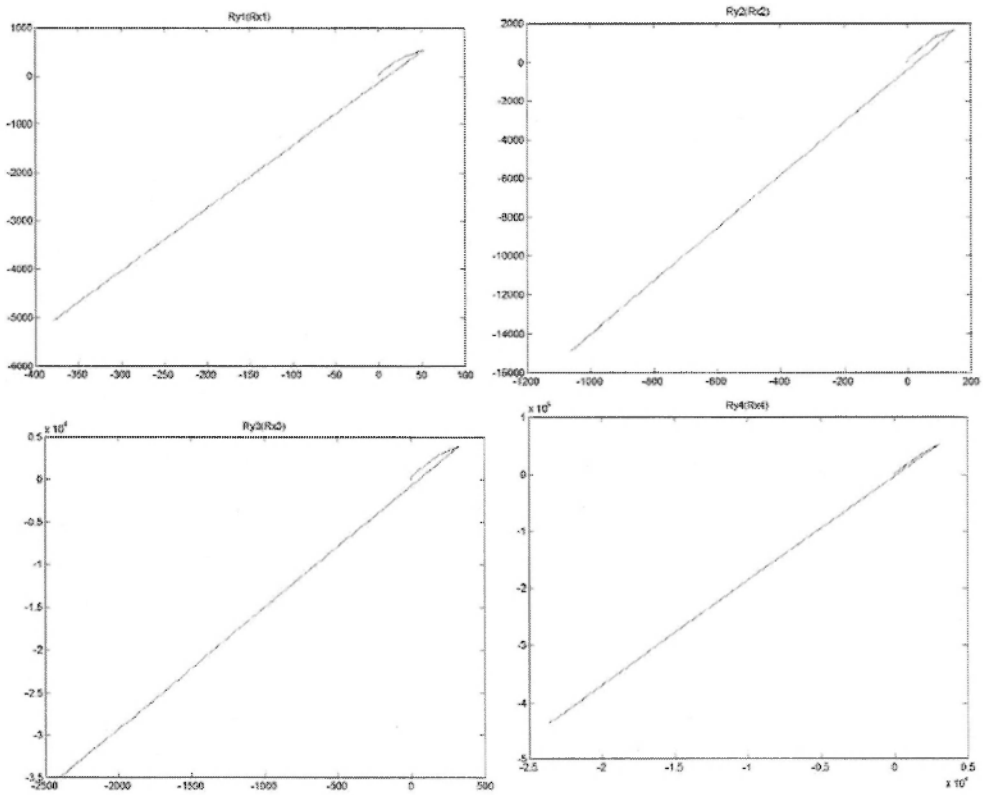
Badany model składa się z 16 członów. Człony są sztywne i nieodkształcalne i zawierają paliczki palca wskazującego, palca środkowego, palca serdecznego i palca małego oraz kości śródręcza. Nadgarstek jest podstawą i został unieruchomiony. Rysunek 3 przedstawia kolejne etapy modelu, które zostały przyjęte w analizie.



Rys. 3. Badany model: a) obiekt rzeczywisty, b) model z naturalnymi współrzędnymi, c) ze współrzędnymi złączowymi, d) z zaznaczonym stopniami swobody

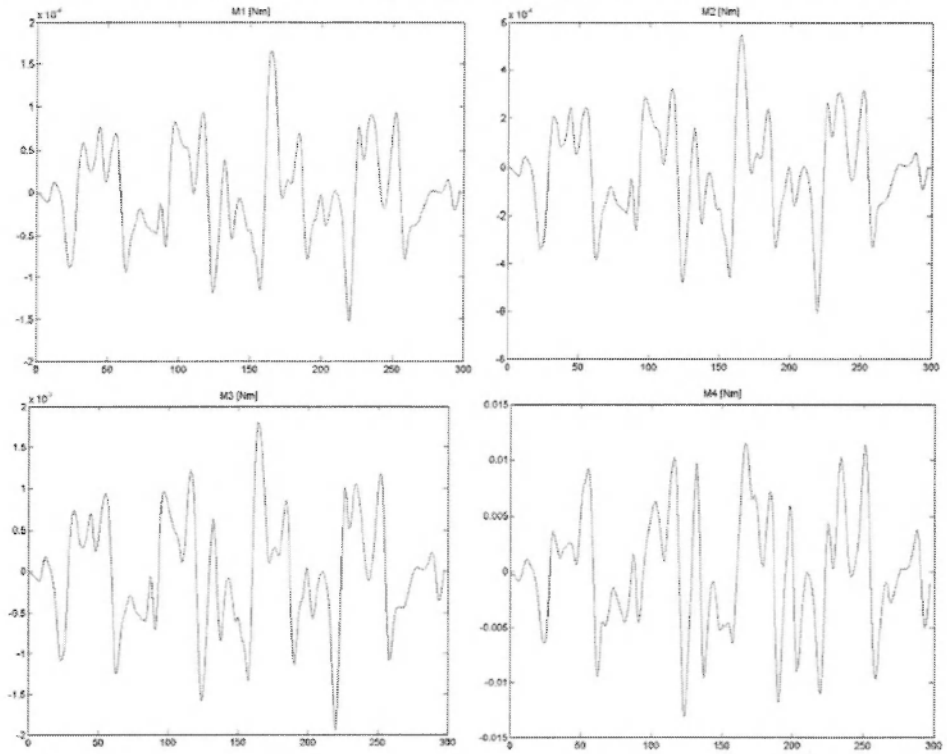
4. WYNIKI I WNIOSKI

Celem przedstawionej analizy było wyznaczenie reakcji i momentów w stawach międzypaliczkowych oraz w śródręczu i nadgarstku. Opisany model matematyczny został napisany w postaci kodu w programie Matlab. Rysunki 4 i 5 przedstawiają reakcje w [N] oraz momenty w [Nm] w stawach międzypaliczkowych oraz w nadgarstku dla palca wskazującego.



Rys. 4. Reakcje w stawach międzypaliczkowych oraz w nadgarstku

Uzyskane wyniki zostaną wykorzystane do zaprojektowania urządzenia wspomagającego proces rehabilitacji ręki. Projektując urządzenie do rehabilitacji niezbędna jest informacja dotycząca podstawowych własności ręki a mianowicie: zakres ruchu w stawach, wartości maksymalnych reakcji i momentów występujących w ręce zdrowej i porównania tych wyników z wartościami uzyskanymi w przypadku wystąpienia urazu.



Rys. 5. Momenty stawowe M1- pomiędzy paliczkiem dalszym a środkowym, M2- pomiędzy paliczkiem środkowym a bliższym, M3 – pomiędzy paliczkiem bliższym a śródręczem, M4- pomiędzy śródręczem a nadgarstkiem

LITERATURA

[1] Jalón, J. and Bayo, E., Kinematic and dynamic simulation of multibody systems : the real-time challenge, Springer-Verlag, New York ; Hong Kong, 1994.

[2]Biryukova, V. and Yourovskaya, Z., A model of human hands dynamics, from Schuind F, Coorney III W.P., Garcia-Elias M: "Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist", New York, NATO ASI Series, 1994.

[4]Tortora, G., Grabowski, S. R., Introduction to the Human Body, J. Wiley, NY, 2001.

FROM ANATOMICAL MODEL TO NUMERICAL MODEL - SIMULATION OF THE HUMAN FINGERS MOTION

Summary. Dynamic analyses are much more complicated to solve than kinematic ones. The major characteristic about dynamic problems is that they involve the forces that act on the multibody system and its inertial characteristics namely its mass, inertia tensor and the position of its centre of gravity. This article describes the development of a mathematical model of the human hand using a planar multibody formulation with natural coordinates. The results obtained present biomechanical relevance and can be used in the actual design phase of the rehabilitation device.

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

WSPOMAGANIE DIAGNOZOWANIA STANÓW NIEBEZPIECZNYCH W KOŚCI MIEDNICZNEJ CZŁOWIEKA Z WYKORZYSTANIEM METOD KOMPUTEROWYCH MECHANIKI

Streszczenie. Przedmiotem pracy jest problem ułatwienia wykrywania stanów niebezpiecznych w układzie kostnym na przykładzie kości miednicznej człowieka. Rozpoznanie tych stanów we wczesnej fazie może przyczynić się do przeciwdziałania urazom kostnym. W artykule przedstawiono najważniejsze etapy zaproponowanego postępowania: począwszy od zdjęć tomograficznych i w wyniku kolejnych przekształceń pozyskanie informacji o badanym układzie kostnym. Kluczową kwestią procesu wspomagania diagnozowania sytuacji niebezpiecznych jest wychwycenie zależności między obrazami tomograficznymi a stanem wytężenia kości.

1. WSTĘP

Układ kostny człowieka jest narażony na liczne urazy. Najczęściej ich przyczynami są wszelkiego rodzaju wypadki. Jednak przyglądając się bliżej temu problemowi można zauważyć, że kości różnie zachowują się w sytuacjach zwiększonego obciążenia. Są czynniki, które zwiększają podatność kości na urazy. Są to choroby kości, które stanowią liczną reprezentację wśród ogólnej grupy dolegliwości dotykających ludzi.

Kość jest żywą strukturą. Składa się w dużym stopniu z wody (około jednej trzeciej), białka, wapnia oraz innych składników mineralnych. W kościach magazynowane są składniki odżywcze, które organizm może czerpać w warunkach ich niedoboru. Do kości dochodzą naczynia krwionośne i połączenia nerwowe. Tkanki kostne ulegają bezustannej przebudowie i odnowie – z biegiem czasu następuje stopniowa wymiana części składowych. Na szczęście poważnych chorób kości jest niewiele, jednak zazwyczaj mają one długotrwały, przewlekły przebieg [3].

W pracy rozpatrywano problem rozpoznawania stanów niebezpiecznych na przykładzie osteoporozy w kości miednicznej. Jest to choroba metaboliczna kości polegająca na stopniowym zmniejszaniu się masy kostnej (przerzedzenie komórek kostnych). Zmiany osteoporotyczne prowadzą do osłabienia kości i zwiększenie jej podatności na złamania. Z biegiem czasu może dojść do zaburzenia funkcjonowania kości, a nawet całego organizmu – kość staje się osłabiona do tego stopnia, że nie jest w stanie przenosić obciążeń wynikających jedynie z fizjologii organizmu. W tej sytuacji może dojść do przypadkowych złamań, np. szyjki kości udowej. Poważnym problemem jest wykrycie osteoporozy w możliwie wczesnym stadium zaawansowania. Jest to trudne, ponieważ choroba przebiega bezobjawowo. Pierwszymi zauważalnymi oznakami choroby są bóle w okolicach kręgosłupa i stawu biodrowego. Niestety jest to zaawansowana faza choroby, która bezpośrednio poprzedza złamania [1].

2. METODY DIAGNOSTYCZNE

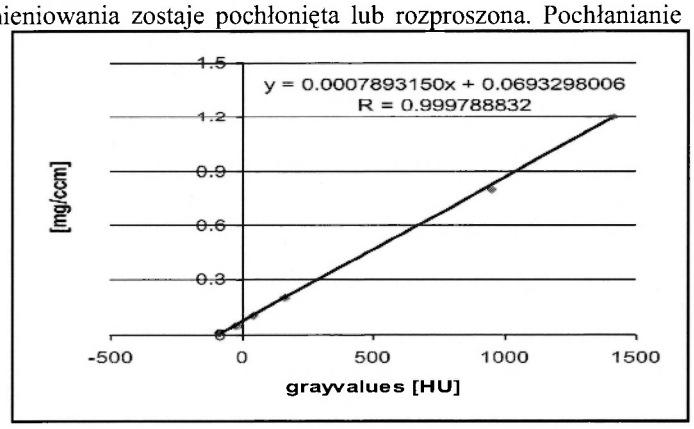
W celu wykrycia osteoporozy przeprowadza się następujące badania profilaktyczne:
- Absorpcjometria radiologiczna (RA),
- Jednoenergetyczna absorpcjometria rentgenowska (SXA):
- Dwuenergetyczna absorpcjometria rentgenowska (DEXA),
- Ilościowa ultrasonografia (QUS),
- Ilościowa tomografia komputerowa (QCT).

W pracy wykorzystano ilościową tomografię komputerową. Poniżej zamieszczono krótki opis tej metody.

2.1. Ilościowa tomografia komputerowa

Ilościowa tomografia komputerowa (QCT) jest metodą diagnostyczną wykorzystującą zjawisko osłabienia wiązki promieniowania rentgenowskiego w trakcie przechodzenia przez prześwietlany obiekt. Metoda ta umożliwia uzyskanie obrazów badanego obiektu w wyniku złożenia projekcji obrazów wykonanych z różnych kierunków. Podczas badań obiekty zostają podzielone na indywidualne voxele. Każdy voxel scharakteryzowany jest przez 3 współrzędne oraz barwę w skali szarości. Ilościowa tomografia różni się od standardowego badania tomograficznego obecnością fantomu kalibracyjnego, który jest prześwietlany równocześnie z badanym układem kostnym. Fantom składa się z obszarów reprezentujących wzorcowe gęstości kości. W oparciu o wzorcowe gęstości kości kreślona jest krzywa kalibracyjna. Która umożliwia wyznaczenie gęstości pozornej tkanki w dowolnym miejscu z dokładnością do jednego voxela [2].

Podczas badań część promieniowania zostaje pochłonięta lub rozproszona. Pochłanianie promieniowania zależy od grubości kości oraz zawartości minerałów. Dzięki pomiarze natężenia promieniowania wyjściowego oraz natężenia po przejściu przez badany obiekt można wyznaczyć jego masę. Odnosząc tą wielkość do powierzchni bądź do objętości otrzymuje się gęstość kości wyrażoną w g/cm^2 lub g/cm^3 [4, 5].



Rys. 1. Krzywa kalibracyjna

3. MODEL NUMERYCZNY

Kolejny krok to wykorzystanie uzyskanych danych do stworzenia modelu numerycznego kości miednicznej. Model układu składa się z trzech zasadniczych części:
- kości miednicy człowieka (kość korowa i kość gąbczasta),
- endoprotezy stawu biodrowego (warstwa cementu, panewka z tworzywa sztucznego, panewka metalowa),
- głowy kości udowej.

3.1 Model podzielony na podobszary

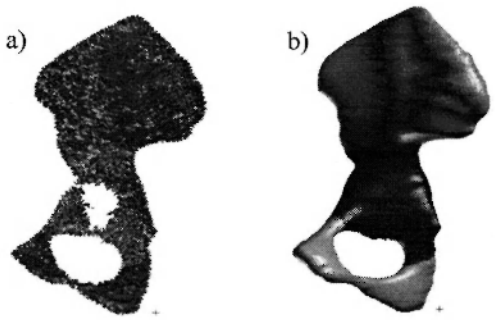
Model został podzielony na podobszary o następujących początkowych zakresach modułu Younga:

a) Kość korowa (Rys. 2):
- Okolice warunków brzegowych (15000-15600 MPa) - kolor różowy
- Okolice głowy kości udowej (13000-13500 MPa) - kolor czerwony
- Górna część kości (12000-12600 MPa) - kolor brązowy
- Środkowa część kości (13500-14000MPa) - kolor żółty
- Dolna część kości (14000-14500 MPa) - kolor niebieski



Rys. 2. Podobszary kości korowej

b) Kość gąbczasta (Rys. 3):
- Zewnętrzna warstwa kości (2000-2600 MPa):
  - Okolice głowy kości udowej - kolor niebieski
  - Pozostała część kości - kolor żółty
- Wnętrze kości:
  - Okolice głowy kości udowej (250-300MPa) - kolor zielony
  - Pozostała część kości (200-250 MPa) - kolor czerwony



Rys. 3. Podobszary kości gąbczastej: a) warstwa zewnętrzna, b) warstwa wewnętrzna

W każdym z tych podobszarów wyznaczano wartość modułu Younga w poszczególnych elementach skończonych. Model charakteryzował się następującymi własnościami:
- Każdy element skończony kości korowej i gąbczastej posiadał różne parametry materiałowe,
- Stałe materiałowe były określane na podstawie:
  - Obszaru, w którym występuje element skończony,
  - Procentowego ubytku masy kostnej,
  - Parametrów materiałowych wyznaczonych dla zdrowej kości.

Do wyznaczenia stałych materiałowych wykorzystano następujące zależności [5]:
- Dla kości gąbczastej według koncepcji Mow i Hayes 1991:

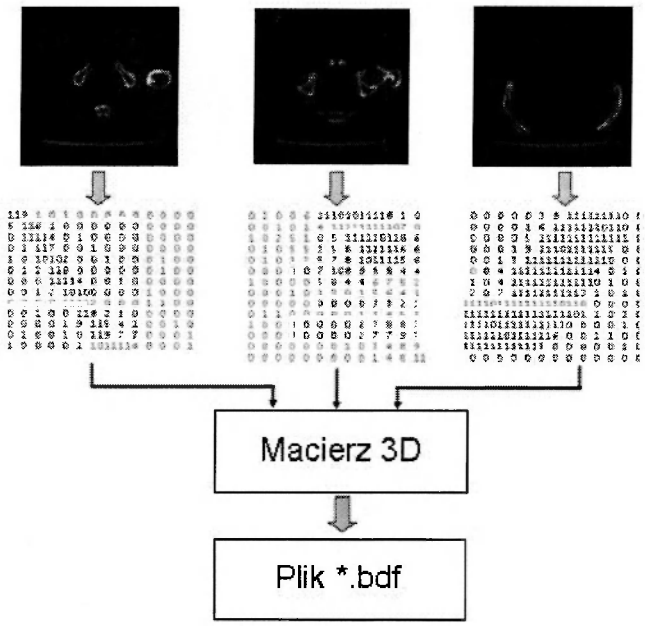
$$E = 2.195 \cdot \rho^3 \tag{1}$$

- Dla kości korowej według koncepcji Weinans 2001:

$$E = 4.249 \cdot \rho^3 \tag{2}$$

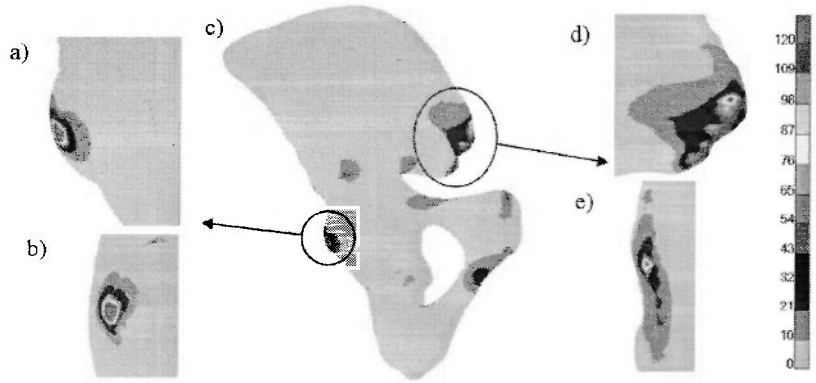
Gdzie:
E – moduł Younga,
ρ – gęstość pozorna tkanki kostnej.

3.2 Model z parametrami materiałowymi określonymi na podstawie danych tomograficznych

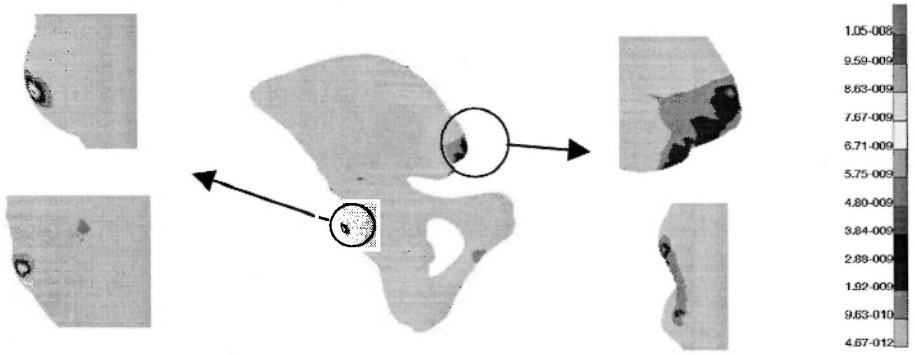


Rys. 4. Przypisywanie danych uzyskanych z QCT do modelu numerycznego

Drugi sposób określania własności materiałowych polega na bezpośrednim bazowaniu na obrazach tomograficznych. Na podstawie poszczególnych zdjęć TK określono tablice z wartościami modułów Younga (w oparciu o odcień szarości w pixelach). Następnie wszystkie tablice zostały połączone w jedną dużą macierz na bazie, której utworzono plik wejściowy (do programu MES), w którym każdemu elementowi skończonemu odpowiadają różne stałe materiałowe.



Rys. 5. Rozkłady naprężeń zredukowanych [MPa]

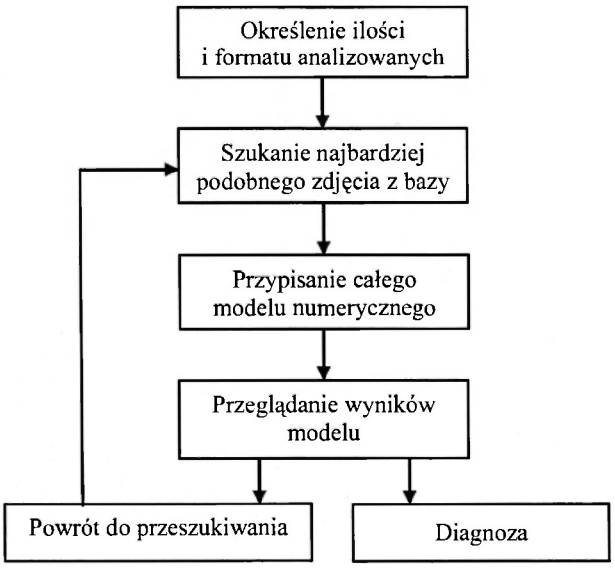


Rys.6. Rozkłady odkształceń

4. WSPOMAGANIE DIAGNOZOWANIA STANÓW NIEBEZPIECZNYCH

Jak już wspomniano wcześniej punktem wejściowym są obrazy z TK. Jeżeli będą dostępne wyniki badań tomograficznych wykonane dla pacjentów z różnym zaawansowaniem osteoporozy (w każdym przypadku uzyska się zestaw zdjęć przedstawiających badaną kość) to będzie można stworzyć swoistą bazę danych. Elementami tej bazy będą zestawy zdjęć tomograficznych (od poszczególnych pacjentów), a także pliki zawierające dane po przetworzeniu zdjęć (macierze ze skalą szarości, gęstością pozorną, modułami Younga), plik wejściowy do programu obliczeniowego oraz plik wynikowy. Poszczególne wielkości pogrupowane są w katalogach. W oparciu o porównanie wielkości charakterystycznych dla danej kości z odpowiednimi wielkościami dla kości zdrowej można oszacować występowanie stanów niebezpiecznych w badanym układzie. Może się to odbywać poprzez porównanie:
- gęstości kości (gęstości pozornej) – ubytek masy kostnej świadczy wprost o fazie osteoporozy,
- wartości modułów Younga,
- wielkości uzyskanych z obliczeń wytrzymałościowych charakteryzujących stan wytężenia kości (wartości naprężeń i odkształceń).

Ogólną zasadę działania programu wspomagającego rozpoznawanie sytuacji niebezpiecznych można przedstawić następująco: po wprowadzeniu do bazy wyników z przeprowadzonych badań profilaktycznych następuje przeszukiwanie bazy w celu znalezienia najbardziej podobnego zdjęcia. W następnym kroku analizowanym danym zostaje przyporządkowany model numeryczny i odpowiadające mu wskaźniki wytrzymałościowe. Jeśli nie będzie można postawić jednoznacznej diagnozy będzie możliwość powrotu do etapu przeszukiwania i przeglądanie większej ilości danych. Ostatnim



Rys. 7. Schemat programu wspomagającego wykrycie stanów niebezpiecznych w kości miednicznej

etapem jest diagnoza na podstawie oceny aktualnego stanu pacjenta poprzez porównanie danych i analizę wyników z bazy.

5. PODSUMOWANIE

- Przedstawiona procedura wspomaga interpretowanie zdjęć radiologicznych, co może przyczynić się do wcześniejszego wykrycia zmian osteoporotycznych, a w konsekwencji zwiększyć szanse na wyleczenie.
- System pomaga przyporządkować zdjęcia tomograficzne do określonych stanów osteoporozy, co ma szczególne znaczenie w przypadkach, gdy na podstawie standardowych oględzin trudno jest postawić jednoznaczną diagnozę.
- Zastosowanie QCT umożliwia uchwycenie stanów niebezpiecznych dla układu kostnego (gdy normalne, fizjologiczne obciążenie może spowodować złamanie kości).
- Informacje uzyskane po przetworzeniu danych tomograficznych mogą być pomocne podczas badania stopnia zaawansowania osteoporozy w konkretnych przypadkach klinicznych.
- Budowanie modelu numerycznego na podstawie danych radiologicznych zwiększa wiarygodność rezultatów uzyskanych z analiz numerycznych.
- Przedstawione podejście umożliwia wychwycenie zmian w strukturze kości w sposób bardziej precyzyjny niż standardowe badanie.

Praca jest częścią projektu N51804732/3670 finansowanego przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego.

LITERATURA

[1] J. S. Gregory, R.M. Aspden, Femoral geometry as a risk factor for osteoporotic hip fracture in men and women, Medical Engineering &Physics, vol. 30, pp. 1275-1286, 2008.
[2] McNamara L.M., Prendergast P.J., Schaffler M.B.: Bone tissue material properties are altered during osteoporosis. Musculoskeletal Neuronal Interact, vol. 5, pp.342-343, 2005.
[3] Lee D.: Obręcz biodrowa. DB Publishing, Warszawa 2001.
[4] Pruszyński B.: Radiologia: diagnostyka obrazowa. Wydawnictwo PZWL, Warszawa 2005
[5] Rho J.Y., M.C. Hobatho M.C., Ashman R.B., Relations of mechanical properties to density and CT number in human bone, Medical Engineering & Physics, vol. 17, pp. 347-355, 1995.

AID OF DIAGNOSIS DANGEROUS STATE IN HUMAN PELVIC BONE USING METHODS OF COMPUTATIONAL MECHANICS

Summary. In the paper the issue of aid of diagnosis of the dangerous states in pelvic bone was raised. Detection of these states in early phase can contribute to counteraction of bone injuries. In the article the most important stages of proposed method was presented: beginning from QCT images and by subsequent conversions obtaining information about the X-rayed bone. The crucial point of the process of aid diagnosing dangerous situations in pelvic bone was subordinating CT images suitable the effort of the bone.

Marta KIEL, Jan MARCINIAK, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Zakład Inżynierii Materiałów Biomedycznych, Politechnika Śląska

ANALIZA NUMERYCZNA PŁYTKOWEGO STABILIZATORA KRĘGOSŁUPA Z WYKORZYSTANIEM MES

Streszczenie. Celem pracy było przeprowadzenie analizy numerycznej płytkowego stabilizatora zaimplantowanego na odcinku lędźwiowym kręgosłupa zdrowego oraz z postępującą osteoporozą. Efektem przeprowadzonej analizy było wyznaczenie wartości przemieszczeń względnych oraz naprężeń zredukowanych układu odcinek lędźwiowy kręgosłupa – stabilizator płytkowy. Analizę przeprowadzono dla dwóch rodzajów biomateriałów metalowych stabilizatora. Uzyskane wyniki analizy numerycznej stanowią podstawę doboru własności mechanicznych biomateriału oraz cech geometrycznych stabilizatora.

1. WSTĘP

Główny narząd ruchu jakim jest kręgosłup poddawany jest ciągłym obciążeniom statycznym oraz dynamicznym. Dlatego prawidłowe rozłożenie tych obciążeń pozwala na właściwe ukształtowanie układu kostno – stawowego, jak i jego funkcjonowanie. Największe siły działające na kręgi oraz krążki międzykręgowe występują w lędźwiowym odcinku kręgosłupa, na którego wysokości znajduje się środek ciężkości ciała ludzkiego [1, 2].

Do leczenia zmian zwyrodnieniowych oraz urazów kręgosłupa po wypadkach komunikacyjnych, czy uprawiania sportów ekstremalnych stosowane są stabilizatory kręgosłupowe. Implanty te z biomateriałów metalowych umożliwiają unieruchomienie chorego odcinka kręgosłupa oraz uzyskanie stabilnego zrostu. Zastosowanie płytkowych stabilizatorów w leczeniu chirurgicznym schorzeń kręgosłupa jest mało powszechne z uwagi na trudniejszą technikę operacyjną (z dostępu przedniego), a także zwiększone ryzyko powikłań pooperacyjnych oraz większe obciążenie fizyczne i psychiczne pacjenta. Płytkowa stabilizacja kręgosłupa umożliwia leczenie szyjnego i lędźwiowego odcinka kręgosłupa. Cechy geometryczne i rozmiary tego rodzaju implantów są dostosowane do leczenia różnych schorzeń i dla różnych grup wiekowych pacjentów [1, 3].

Osteoporoza jest chorobą charakteryzująca się małą masą kostną i zaburzeniami mikroarchitektury tkanki kostnej, które zwiększają kruchość kości, a w konsekwencji zwiększają ryzyko złamań. Gęstość kości zmienia się wraz z wiekiem. Do 35 roku BMD (bone minerał density) osiąga najwyższą wartość. Po 40 roku życia BMD zaczyna się zmniejszać, powodując spadek ilości osteoblastów oraz kolagenu, przyczyniając się do demineralizacj kości [4].

Znajomość własności materiałowych oraz mechanicznych kości oraz tkanek kostnych powala wyznaczyć naprężenia generowane w kości oraz dobranie odpowiednich własności mechanicznych implantów metalowych.

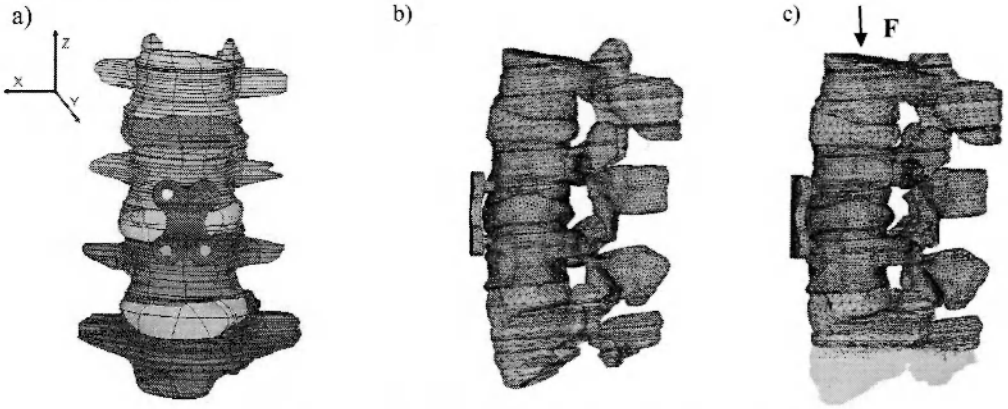
2. MATERIAŁ I METODY

Analizie numerycznej poddano system płytkowej stabilizacji kręgosłupa na odcinku lędźwiowym z dostępu operacyjnego przedniego.

Do przeprowadzenia analizy numerycznej niezbędne było opracowanie modeli geometrycznych płytkowego stabilizatora oraz lędźwiowego odcinka kręgosłupa – rys. 1b. Model geometryczny lędźwiowego odcinka kręgosłupa opracowano na podstawie danych uzyskanych z tomografii komputerowej kręgosłupa rzeczywistego.

W pracy analizowano zespolenie dwóch kręgów odcinka lędźwiowego L3 – L4.

Dla tak opracowanych modeli geometrycznych wygenerowano siatkę do obliczeń metodą elementów skończonych. Dyskretyzację przeprowadzono za pomocą elementu typu SOLID186 – rys. 1b.



Rys. 1. Układ odcinek lędźwiowy kręgosłupa – płytkowy stabilizator:
a) model geometryczny odcinka lędźwiowego oraz stabilizatora płytkowego,
b) model po dyskretyzacji elementem typu SOLID186,
c) model z przyjętymi warunkami brzegowymi

Dla przeprowadzenia obliczeń niezbędne było określenie oraz nadanie warunków początkowych i brzegowych – rys. 1c, które z odpowiednia dokładnością odwzorowywały zjawiska zachodzące w układzie rzeczywistym.

Dla potrzeb analizy przyjęto następujące założenia:

- dolną część kręgu L5 unieruchomiono poprzez odebranie wszystkim węzłom wszystkich stopni swobody, co uniemożliwiało przemieszczanie się ostatniego kręgu lędźwiowego, blokując jego ewentualną rotację,
- kręg L2 został obciążony równomiernie na całej powierzchni siłą osiową 1600 N,
- w kręgach L3–L4 zostały wprowadzone płytkowe stabilizatory kręgosłupa zgodnie z zaleceniami techniki operacyjnej.

Zakres analizy obejmował wyznaczenie stanu przemieszczeń względnych oraz naprężeń zredukowanych:

- w elementach układu kręgi (L3–L4) – płytkowy stabilizator wykonany ze stali Cr-Ni-Mo,
- w elementach układu kręgi (L3–L4) – płytkowy stabilizator wykonany ze stopu Ti-6Al-4V.

Dla potrzeb analizy przyjęto następujące własności materiałowe dla [1, 5, 6]: stali Cr-Ni-Mo – $E = 2 \cdot 10^5$ MPa, $\upsilon = 0.33$, stopu Ti-6Al-4V – $E = 1{,}06 \cdot 10^5$, $\upsilon = 0.33$MPa, krążków międzykręgowych – E = 110 MPa, $\upsilon = 0.40$, kręgów zdrowych – $E = 1{,}15 \cdot 10^4$ MPa, $\upsilon = 0.30$, kręgów z osteoporozą – $E = 1{,}74 \cdot 10^4$ MPa, $\upsilon = 0.44$.

Naprężenia i odkształcenia uzyskane w wyniku analiz są wartościami zredukowanymi według hipotezy Hubera – Misessa. Przy ustalaniu warunków brzegowych analizy

biomechanicznej pominięto układ mięśniowy kręgosłupa. W efekcie całość obciążeń i przemieszczeń segmentów kręgosłupa przenoszony jest przez układ stabilizator – kręgi – krążki międzykręgowe.

3. WYNIKI BADAŃ

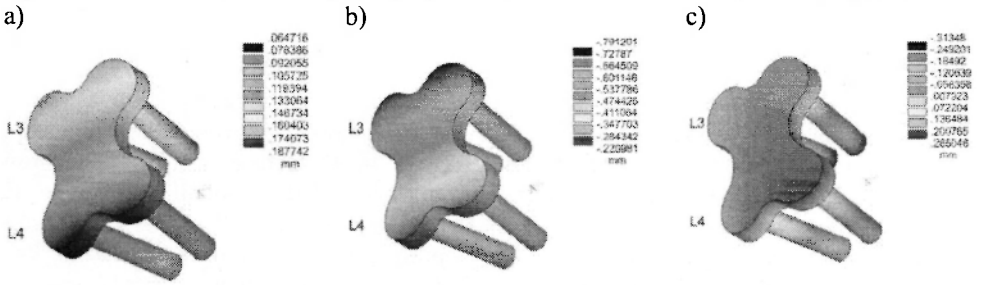
Wyniki analizy stanu przemieszczeń względnych układu odcinek lędźwiowy – płytkowy stabilizator wykonany ze stali Cr-Ni-Mo oraz stopu Ti-6Al-4V przedstawiono w tablicy 1 i na rysunku 3.

Tablica 1.
Przemieszczenia względne płytkowego stabilizatora kręgosłupa dla różnych kierunków

Siła F, N	Przemieszczenia względne, mm					
	1600					
	Kręgosłup zdrowy			Kręgosłup z osteoporozą		
Biomateriał	OX	OY	OZ	OX	OY	OZ
Cr-Ni-Mo	0,12	0,95	0,05	0,12	1,01	0,05
Ti-6Al-4V	0,12	0,59	0,05	0,46	0,57	0,05

Maksymalne przemieszczenia względne wyznaczone dla płytkowego stabilizatora wykonanego ze stali Cr-No-Mo zaimplantowanego w kręgosłupie zdrowym zaobserwowano wzdłuż osi OY i wynosiły one 0,95 mm. Maksymalne przemieszczenia względne wyznaczone dla stabilizatora wykonanego ze stopu Ti-6Al-4V również zlokalizowano wzdłuż osi OY i wynosiły one 0,59 mm. Przemieszczenia względne wyznaczone wzdłuż osi OX oraz OZ zarówno dla stabilizatora wykonanego ze stali Cr-Ni-Mo oraz stopu Ti-6Al-4V były porównywalne i wynosiły odpowiednio 0,12 mm i 0,05 mm.

Maksymalne przemieszczenia względne wyznaczone dla płytkowego stabilizatora wykonanego ze stali Cr-No-Mo zaimplantowanego w kręgosłupie z osteoporozą zaobserwowano wzdłuż osi OY i wynosiły one 1,01 mm. Przemieszczenia względne wyznaczone wzdłuż osi OX wynosiły 0,12 mm, a wzdłuż osi OZ – 0,05 mm. Maksymalne przemieszczenia względne wyznaczone dla stabilizatora wykonanego ze stopu Ti-6Al-4V również były zlokalizowane wzdłuż osi OY i wynosiły 0,57 mm. Przemieszczenia względne wyznaczone wzdłuż osi OX wynosiły 0,46 mm, a wzdłuż osi OZ – 0,05 mm – rys. 2.



Rys. 2. Przemieszczenia względne płytkowego stabilizatora wykonanego ze stopu Ti-6Al-4V zaimplantowanego na kręgosłupie z osteoporozą obciążonego siłą 1600 N

Wyniki analizy stanu naprężeń zredukowanych układu odcinek lędźwiowy – płytkowy stabilizator wykonany ze stali Cr-Ni-Mo oraz stopu Ti-6Al-4V przedstawiono w tablicy 2 oraz na rysunku 4.

Tablica 2.
Naprężenia zredukowane wyznaczone dla elementów układu odcinek lędźwiowy – płytkowy stabilizator

Siła F, N	Naprężenia zredukowane σ, MPa							
	1600							
	Kręgosłup zdrowy				Kręgosłup z osteoporozą			
Biomateriał	Płytka	Śruby	Kręgi	Krążek międzykręgowy	Płytka	Śruby	Kręgi	Krążek międzykręgowy
Cr-Ni-Mo	89	110	31	5	92	116	39	5,2
Ti-6Al-4V	56	84	35	5,4	58	90	43	5,4

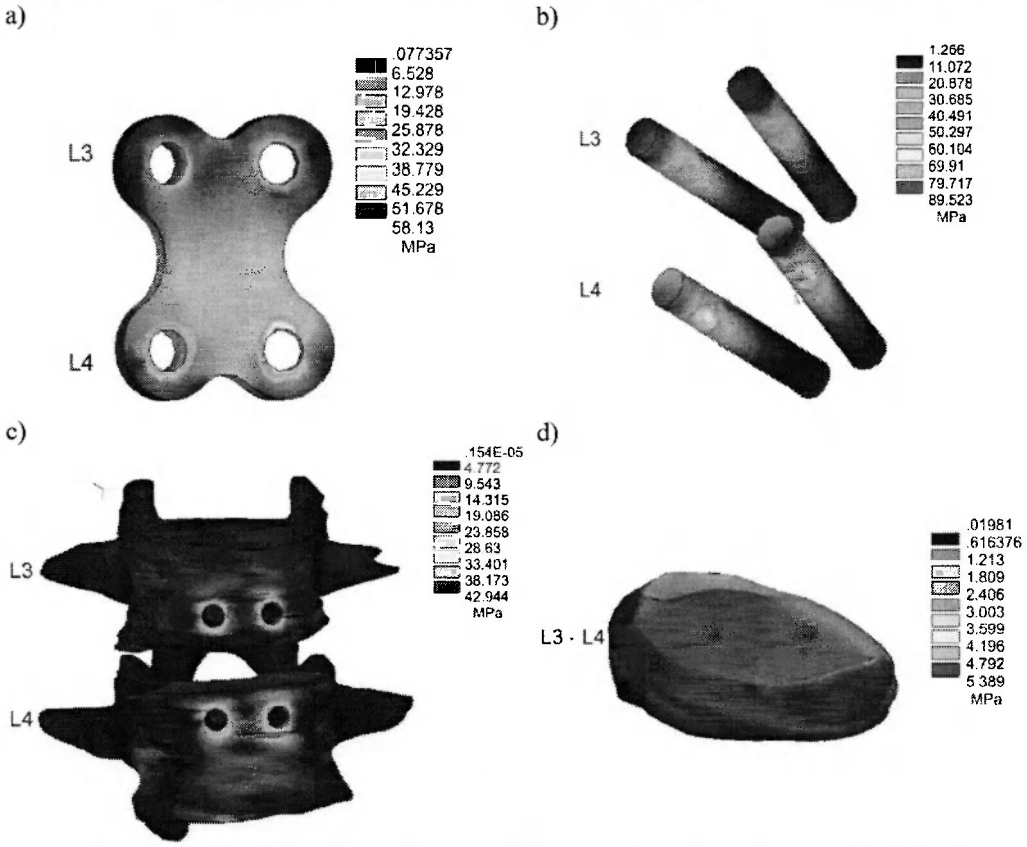
Maksymalne naprężenia zredukowane powstałe podczas obciążenia układu siłą 1600 N dla stabilizatora wykonanego ze stal Cr-Ni-Mo zaimplantowanego w kręgosłupie zdrowym zlokalizowano w śrubach i wynosiły one 110 MPa. Zlokalizowane były w dwóch dolnych śrubach przy połączeniu z płytką. Naprężenia zredukowane wyznaczone w płytce wynosiły 89 MPa, w kręgach – 31 MPa i były zlokalizowane na poziomie L4. Naprężenia zredukowane wyznaczone w krążku międzykręgowym wyniosły 5 MPa i były zlokalizowane z przodu kręgosłupa. Natomiast maksymalne naprężenia zredukowane powstałe podczas obciążenia układu siłą 1600 N dla stabilizatora wykonanego ze stopu Ti-6Al-4V również zlokalizowano w śrubach i wynosiły one 84 MPa. Naprężenia zredukowane wyznaczone w płytce wynosiły 56 MPa, w kręgach – 35 MPa, w krążku międzykręgowym – 5.4 MPa. Lokalizacja naprężeń była identyczna, jak w przypadku stabilizatora wykonanego ze stali Cr-Ni-Mo.

Maksymalne naprężenia zredukowane powstałe podczas obciążenia układu siłą 1600 N dla stabilizatora wykonanego ze stali Cr-Ni-Mo zaimplantowanego w kręgosłupie z osteoporozą zlokalizowano w śrubach i wynosiły one 116 MPa. Naprężenia zredukowane wyznaczone w płytce wynosiły 92 MPa, w kręgach – 39 MPa, w krążku międzykręgowym – 5.2 MPa. Natomiast maksymalne naprężenia zredukowane powstałe podczas obciążenia układu siłą 1600 N dla stabilizatora wykonanego ze stopu Ti-6Al-4V również zlokalizowano w śrubach i wynosiły 90 MPa. Naprężenia zredukowane wyznaczone w płytce wynosiły 58 MPa, w kręgach – 43 MPa, w krążku międzykręgowym – 5.4 MPa. Lokalizacja naprężeń była taka sama jak w przypadku stabilizatora zaimplantowanego w kręgosłupie zdrowym – rys. 3.

4. PODSUMOWANIE

Analizę numeryczną przeprowadzono w celu wyznaczenia stanu przemieszczeń względnych i naprężeń zredukowanych w układzie odcinek lędźwiowy kręgosłupa – stabilizator płytkowy wykonany ze stali Cr-Ni-Mo oraz stopu Ti-6Al-4V dla kręgosłupa zdrowego i z osteoporozą. Do analizy numerycznej wykorzystano metodę elementów skończonych. Własności mechaniczne wykorzystane w analizie (moduł Young'a – E, współczynnik Poisson'a – υ) przyjęto dla stali Cr-Ni-Mo, stopu Ti-6Al-4V, krążków międzykręgowych oraz kręgów zdrowych i z osteoporozą (pacjenci w wieku ponad 70 lat). Obciążenie zastosowane w analizie przyjęto na podstawie wcześniejszych analiz wykonanych przez autorów. Na stabilizację kręgosłupa na odcinku L3–L4 istotny wpływ miała podatność całego układu do odkształceń wywołanych obciążeniem.

Największe wartości przemieszczeń względnych wyznaczonych zarówno dla kręgosłupa zdrowego i z osteoporozą zaobserwowano wzdłuż osi OY. Maksymalna wartość przemieszczenia względnego wynosiła 1,01 mm i dla stabilizatora wykonanego ze stali Cr-Ni-Mo zaimplantowanego w kręgosłupie z osteoporozą.



Rys. 3. Rozkład naprężeń zredukowanych występujących w: a) płytce, b) śrubach kostnych, c) kręgach (L3–L4), d) krążku międzykręgowym, podczas obciążania układu siłą 1600 N

Maksymalne wartości naprężeń zredukowanych wyznaczono dla śrub kostnych wykonanych ze stali Cr-Ni-Mo zespalających kręgosłup z osteoporozą i wynosiły 116 MPa. Naprężenia te powstałe podczas obciążenia układu siłą 1600 N nie przekroczyły wytrzymałości kości, wynoszącej 160 MPa oraz nie przekraczały granicy plastyczności biomateriałów metalowych (stal Cr-Ni-Mo – $R_{p0.2}$ = 690 MPa, stop Ti-6Al-4V – $R_{p0.2}$ = 790 MPa). Największe wytężenie analizowanego układu wystąpiło w miejscu największych naprężeń zredukowanych, czyli w śrubach kostnych wchodzących w skład stabilizatora (wykonanego ze stali Cr-Ni-Mo) zaimplantowanego na kręgosłupie z osteoporozą. Praca analizowanego układu zawierała się w zakresie plastyczno–sprężystym, czyli nie powodowała przesztywnienia układu, a tym samym została zachowana ciągłość odkształceń.

Większe wartości przemieszczeń względnych oraz naprężeń zredukowanych wyznaczone dla kręgosłupa z osteoporozą związane są ze zmniejszającą się gęstością oraz demineralizacją kręgów. Zastosowanie płytkowego stabilizatora w leczeniu schorzeń kręgosłupa o własnościach osteoporotycznych nie wskazuje na niszczenie struktur kostnych.

Uzyskane wyniki analizy numerycznej płytkowego stabilizatora kręgosłupa z wykorzystaniem metody elementów skończonych stanowią cenną informację dla prawidłowego zaprojektowania jego postaci, cech geometrycznych, doboru własności mechanicznych stabilizatorów oraz stopnia umocnienia biomateriału metalowego. Prawidłowość doboru własności mechanicznych powinna zostać zweryfikowana w testach „in vitro".

Praca była współfinansowana ze środków Unii Europejskiej w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego w ramach projektu RFSD 2

LITERATURA

[1] Nałęcz M.: Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000. Tom V. Warszawa: EXIT, 2004.
[2] Mrozowski J., Awrejcewicz J.: Podstawy biomechaniki. Łódź: Wyd. Pol. Łódzkiej, 2004.
[3] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Warszawa: Oficyna Wyd. Pol. Wrocławskiej, 1997.
[4] Smith R., Harrisom J., Cooper C.: Osteoporoza. Medycyna Praktyczna. Kraków, 2000.
[5] Marciniak J.: Biomateriały. Gliwice: Wyd. Pol.Śl., 2002.
[6] Gzik-Zroska B., Tejszerska D., Wolański W.: Analiza stanu obciążenia lejkowatej klatki piersiowej po korekcji płytką stabilizującą, Modelowanie inżynierskie 34, Gliwice 2007, s. 37– 42.

NUMERICAL ANALYSIS OF SPINE'S PLATE STABILIZER WITH THE USE OF FEM

Summary. The aim of the work was numerical analysis of plate stabilizer implanted on lumbar part of both healthy and osteoporotic spine. The results of the analysis was determination of relative displacements and equivalent stresses in the system of lumbar part of spine – plate stabilizer. The analysis was carried out for the stabilizer made of two metallic biomaterials. The results of the numerical analysis are the basis for selecting mechanical properties of metallic biomaterials and geometrical features of the stabilizer.

Chrystian KLONECKI-OLECH, Krzysztof KRYSZTOFORSKI, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław

ALTERNATYWNE METODY KOLONOSKOPII

Streszczenie. Tematem pracy są niekonwencjonalne metody zabiegu kolonoskopii. W szczególności skupiono się na robotach-dżdżownicach, które mogłyby zastąpić typowy kolonoskop.

1. WSTĘP

Kolonoskopia, czyli wprowadzenie doodbytniczno wziernika w celu analiy ścian jelita, jest jednym z najgorzej akceptowanych przez pacjentów badań – zarówno pod względem aspektów psychicznych jak i bólu, jakiego można doświadczyć w czasie i po badaniu. Dlatego też w wielu ośrodkach naukowych podejmuje się prób skonsutrowania urządzenia, które mogłoby zastąpić typowy kolonoskop przy uwzględnieniu wysokiej jakości badania, zniwelowaniu nieprzyjemnego odczucia, czy wręcz bólu oraz skróceniu czasu trwania badania. Poza udoskonalaniem tradycyjnych kolonoskopów trwają badania nad kolonoskopią wirtualną oraz próby skonstruowania robotów – dżdżownic, które mogłyby wykonać wziernikowanie jelit.

2. BADANIA KOLONOSKOPOWE

Rak jelita grubego jest jednym z trzech najczęściej występujących nowotworów złośliwych w krajach wysoko rozwiniętych. Rocznie w Polsce zapada na tego typu nowotwór przeszło 13 tysięcy osób, z czego umiera ponad 8 tysięcy, przy czym częstość zachorowań z roku na rok wzrasta [1]. Istotne zatem staje się wykonanie badań przesiewowych w grupach podwyższonego ryzyka, by móc wykryć we wczesnym stadium chorobę.

Przeprowadzenie odpowiedniej ilości badań profilaktycznych jest niewykonalne ze względu na:

- obawę oraz zakłopotanie pacjentów,
- koszta z jakimi wiąże się wykonanie badania, tzn. sterylizacja endoskopu, znieczulenie pacjenta,
- problemy w czasie wykonania zabiegu.

Istnieją możliwości technicznego zniwelowania problemów wynikłych w trakcie badania oraz – dzięki uproszczeniu badania – zmniejszeniu kosztów wynikłych ze znieczulania pacjenta [1,2].

Podczas wykonania badania kolonoskopowego największą trudnością dla lekarzy jest sforsowanie zagięć – wątrobowego (ok. 75°) i śledzionowego (ok. 50°). Wynika to przede wszystkim z konstrukcji endoskopu – w urządzeniu ruchomy jest jedynie końcowy fragment, dzięki czemu istnieje pewien niewielki zakres manewrów, nie mniej nie ma możliwości kontroli pozostałej części endoskopu. U połowy osób, które odczuwają ból podczas wykonywania zabiegu bez znieczulenia, pojawia się on właśnie przy pokonywaniu zagięcia

śledzionowego i w niektórych przypadkach jest na tyle silny, że lekarz postanawia przerwać badanie. Również w przypadku zastosowania znieczulenia, istnieje pewien odsetek osób, u których nie ma możliwości pokonania zagięcia śledzionowego [2].

2. ALTERNATYWNE METODY KOLONOSKOPII

2.1 Kolonoskopia wirtualna

Wirtualna kolonoskopia (kolonografia TK) umożliwia odwzorowanie ścian jelita na podstawie rekonstrukcji obrazów otrzymanych z TK. Wykonane w ten sposób badanie jest znacznie mniej inwazyjne oraz trwa krócej od typowej kolonoskopii, przez co może być wykonywane w ramach badań przesiewowych w celu wczesnego stwierdzenia zmian patologicznych.

Do niewątpliwych zalet kolonoskopii wirtualnej zaliczyć można niewątpliwie nieinwazyjność i bezbolesność. Metoda ta może być przeprowadzona u większości pracjentów, nawet przy braku zgody lekarza na kolonoskopię tradycyjną. Jednocześnie uzyskane obrazy umożliwiają dokładniejsze określenie miejsca występowania patologii i odległości jej wystąpienia względem odbytu, co ułatwia planowanie oraz wykonanie potencjalnej operacji.

Kolonoskopia wirtualna zmusza jednak pacjenta na ekspozycję na promieniowanie jonizujące, nie pozwala na analizę koloru ścian jelita, nie umożliwia pobrania wycinków tkanki. Dodatkowo uzyskane obrazy obarczone są błędem wynikłym z zastosowanych algorytmów rekonstrukcji obrazu, przez co zaniedbywane są pewne szczegóły mogące świadczyć o patologii. Z drugiej strony metoda ta znacznie częściej od kolonoskopii tradycyjnej daje wyniki fałszywe dodatnie zwłaszcza, w przypadku nieprawidłowego oczyszczenia jelit przed badaniem.

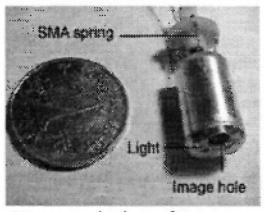
Kolonoskopia tradycyjna umożliwia wykrycie większej ilości zmian patologicznych, pobranie wycinków tkanki jak również dokładne zbadanie fragmentu, który wzbudza podejrzenia lekarza. Nie jest możliwe zatem zastąpienie kolonoskopii tradycyjnej, kolonoskopią wirtualną, nie mniej w badaniach przesiewowych może ona stanowić alternatywę dla obecnie stosowanych kolonoskopów.

2.2 Roboty – dżdżownice

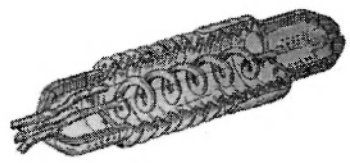
Drugim kierunkiem toczących prac, jaki daje się zaobserwować w ośrodkach badawczych, jest próba skonstruowania robota-dżdżownicy, który mógłby być wprowadzony doodbytniczo do układu pokarmowego. Konstruowane są prototypy robotów, które mogłyby poruszać się wewnątrz rury, jaką tworzy jelito człowieka [3-7].

2.2.1 Roboty oparte o materiały z pamięcią kształtu

Istnieje pewna ilość konstrukcji miniaturowych robotów, w których elementem powodującym przemieszczanie się kolejnych modułów robota, są sprężyny SMA (materiały z pamięcią kształtu), umiejscowione między modułami [3] lub też będące podstawą konstrukcyjną modułu [4,5] (Rys.1,2).



Rys. 1. Konstrukcja z SMA pomiędzy modułami[3]



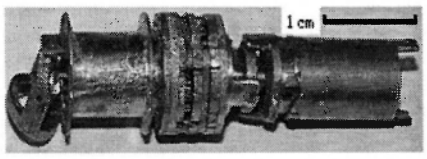
Rys. 2. Konstrukcja z SMA w module [5]

W robotach, które wykorzystują materiały z pamięcią kształtu istnieją dwa zasadnicze problemy: prędkość ruchu robota oraz sposób sterowania sprężynami SMA. Istniejące obecnie konstukcje osiągają prędkości do ok. 2mm/s co oznacza, iż pokonanie całej długości jelita grubego (ok. 160 cm) trwa conajmniej 800 sekund, czyli ponad 13 minut. Doliczając do tego czas obserwacji poszczególnych obszarów przez lekarza, czas potrzebny na pobranie wycinków, czy też wykonanie drobnych zabiegów nie osiąga się lepszych wyników, niż przy kolonoskopii tradycyjnej.

Drugi wspomniany problem wynika bezpośrednio z konieczności zmiany temperatury materiału z pamięcią kształtu w celu zmiany jego geometrii. Nie ma jednocześnie możliwości odizolowania w pełni układu od temperatury organizmu, jak również organizmu od zmian temperatury układu.

2.2.2 Roboty wykorzystujące silniki prądu stałego

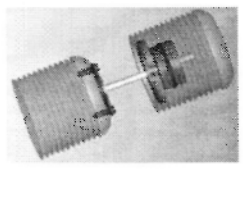
Kolejną grupą robotów są urządzenia wykorzystujące silniki prądu stałego. Analizowana konstrukcja [6] posiada średnicę 12mm. Ze względu na bezprzewodowy sposób zasilania robota, nie osiąga on prędkości wyższych, niż w przypadku robotów opartych o SMA. Innowacją jest natomiast możliwość dopasowania się robota w pewnym zakresie do zagięć jelita, poprzez połączenie kolejnych modułów przegubem Cardana (Rys.3).



Rys. 3. Konstrukcja oparta o silnik DC [6]

2.2.3 Roboty wykorzystujące aktuatory piezoelektryczne

W literaturze można również spotkać konstrukcje oparte o aktuatory piezoelektryczne [7]. Analizowany robot posiada średnicę 14mm oraz umożliwia poruszanie się w jelicie z prędkością 3,34mm/s. Konstrukcja nie posiada możliwości zgięcia jednego modułu względem drugiego – możliwe są natomiast niewielkie, niekontrolowalne zgięcia w zakresie modułu (Rys.4).



Rys. 4 Moduły połączone aktuatorem piezoelektrycznym [7]

3. PODSUMOWANIE

Przedstawione roboty [3-7] posiadają średnicę w przedziale (10÷22)mm co oznacza, że ich obecność w jelicie grubym zamyka jego światło jedynie w pewnym zakresie. Przeprowadzone testy pokazują poprawny sposób przemieszczenia się robota w przygotowanych preparatach jelit, ułożonych w pozycji poziomej. Nie mniej nie wykazano, jak zachowywać się będzie konstrukcja w przypadku odchylenia jelita w kierunku pionowym. Wprawdzie część konstrukcji została wyposażona w zewnętrzną powierzchnię porowatą lub też pofałdowaną, nie mniej nie wykonano testów, które potwierdziłyby możliwość poruszania się robota w odchyleniu od poziomu.

Konstrukcje nie posiadają również możliwości kontrolowanego zgięcia jednego modułu względem drugiego, przez co nie wyeliminowano nacisku na ściany jelita w przypadku zagięć śledzionowego i wątrobowego. Oznacza to, że zastosowanie przedstawionych konstrukcji może powodować podobne odczucia pacjenta podczas forsowania zagięć jelita, jak w przypadku kolonoskopu tradycyjnego.

LITERATURA

[1] Krakowczyk Ł., Strzelczyk J.K.: Epigenetyczna modyfikacja ekspresji genów w rozwoju raka jelita grubego. Współczesna Onkologia 2007, 11(6): 289-294

[2] Gonciarz M., Petelenz M., Mularczyk A., Mazur W., Kawecki P., Rudner R., Jałowiecki P.,: Kolonoskopia bez znieczulenia - doświadczenia własne. Chirurgia Polska 2003, 5(1): 1-8

[3] Yan G., Wang K., Shi J.: Research on microrobot for colonoscopy. Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, China 2005

[4] Carroza M.C., Arena A., Accoto D., Mencciassi A., Dario P.: A SMA-actuated miniature pressure regulator for a miniature robot for colonoscopy. Journal of Sensors and Actuators 2003, 105: 119 – 31

[5] Dario P., Carroza M.C., Lencioni L., Magnani B., D'Attanasio S.: A micro robotic system for colonoscopy. IEEE Internat. Conf. on Robotics and Automation 1997, vol.1, 1567-1572

[6] Wang K., Yan G., Ma G., Ye D.: An earthworm - like robotic endoscope system for human intestine: design, analysis and experiment. Annals of Biomedical Engineering 2009, 37(1): 210-221

[7] Kim B., Park S., Jee C.Y., Yoon S.J.: An earthworm – like locomotive mechanism for capsule endoscopes.

ALTERNATIVE METHODS OF COLONOSCOPY

Summary. This paper presents unconventional methods of colonoscopy. Especially focused on the earthworm robots like a replacement for traditional colonoscope.

Ewa KOLCZYK[1], Alicja BALIN[1], Krzysztof SOBCZYK[2]
[1] Politechnika Śląska, Wydział Inżynierii Materiałowej i Metalurgii, Katedra Technologii Materiałów
[2] Szpital Miejski w Siemianowicach Śląskich

WPŁYW DOMIESZKI WĘGLA SZKLISTEGO NA WŁAŚCIWOŚCI UŻYTKOWE POLIMEROWGO CEMENTU

Streszczenie. W pracy przeprowadzono badania procesu polimeryzacji cementu chirurgicznego na bazie PMMA domieszką węgla szklistego w postaci proszku. Określono podstawowe charakterystyki mechaniczne otrzymanego kompozytu polimerowego. Podjęto próbę oceny właściwości użytkowych tego biomateriału pod względem możliwości jego zastosowania w ortopedii.

1. WSTĘP

Jednym z wielu stosowanych w medycynie biomateriałów jest cement akrylowy. Materiał ten znalazł szczególne zastosowanie w ortopedii, a dokładnie w endoprotezoplastyce stawów: biodrowego i kolanowego. Służy on bowiem do stabilnego mocowania endoprotezy w kości [1,2]. Pełni on również funkcję materiału pośredniego, który przenosi obciążenia z implantu na kość [3,4].

Cement chirurgiczny to samopolimeryzująca masa akrylowa, składająca się z komponentu proszkowego (głównym składnikiem jest polimer PMMA) i komponentu ciekłego (głównym składnikiem jest monomer MMA), które po wymieszaniu tworzą lepką masę. Pozwala to na formowanie i umieszczenie cementu wewnątrz kanału kości [3].

Cementom akrylowym stosowanym w ortopedii stawiane są liczne wymagania, takie jak: odpowiednia sprężystość, wysoka wytrzymałość zmęczeniowa, odporność na pękanie, zdolność do tłumienia drgań, odporność na ścieranie i biotolerancja. Liczne wady w postaci: wysokiej kruchości, małej wytrzymałości zmęczeniowej, toksyczności, wysokiej temperatury polimeryzacji, skurczu 1-5%, porowatości 1-10% powodują obluzowania protezy i produkcję szczątków zużycia wywołujących lokalne zapalenie i osteolizę [2-4].

W pracy podjęto próbę poprawy właściwości fizykochemicznych cementu kostnego poprzez jego modyfikację węglem szklistym w postaci proszku.

2. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

Przedmiotem badań były dwa rodzaje cementu kostnego: niskolepki cement Biomet V stosowany w zabiegach wertebroplastyki oraz cement Biomet Plus o dużej szybkości wiązania przeznaczony do kotwiczenia endoprotez w kości. Składy chemiczne tych cementów, podane przez producentów, wyszczególniono w tabeli 1. Dla obu rodzajów cementu dodano węgiel szklisty w postaci proszku o granulacji około 40μm. Cement Biomet V modyfikowano węglem szklistym w ilości 2,75% wag. i 5,35% wag., natomiast cement Biomet Plus w ilości 1,6% wag. Węgiel szklisty wysuszony w temperaturze 90°C mieszano

najpierw z proszkiem polimerowym cementu, a następnie proszek z płynem monomerowym.

Dla zaprojektowanych materiałów przeprowadzono badania procesu polimeryzacji. Badania te realizowano dwoma metodami. Pierwsza metoda polegała na pomiarze temperatury polimeryzacji w zależności od czasu w warunkach objętych normą ISO 5833. Polimeryzujący cement znajdował się z zamkniętej formie wykonanej z wysokocząsteczkowego polietylenu (UHMWPE) o wewnętrznych wymiarach: średnicy 60mm i wysokości 6mm. Temperaturę polimeryzacji mierzono za pomocą termopary typu K (NiCr–NiAl). Termoparę o średnicy 0,5mm wprowadzano przez otwór znajdujący się na dnie formy do wnętrza formy na wysokość 3mm. Badania temperatury polimeryzacji w formie przeprowadzono w temperaturze otoczenia 23°C. Aby zamodelować wpływ środowiska organizmu na proces polimeryzacji cementu przeprowadzono badania polimeryzacji tych samych cementów w probówkach zanurzonych w wodzie podgrzanej do temperatury 37°C. Probówki miały średnicę 10mm, termoparę zaś umieszczono w środku masy cementowej. Kształt i objętość masy cementowej w probówce była zbliżona do masy cementu poniżej końca trzpienia endoprotezy w kości udowej. Do rejestracji wyników zastosowano komputer z oprogramowaniem Catman 3.1 wraz ze wzmacniaczem pomiarowym. W ten sposób wyznaczono zależność temperatury polimeryzacji od czasu.

Tabela 1. Rodzaje cementów kostnych stosowanych do badań doświadczalnych

NAZWA CEMENTU	***PRODUCENT***	***SKŁAD CHEMICZNY***	
		PROSZEK	***PŁYN***
Biomet Plus	*Biomet Orthopaedics Szwajcaria GmbH*	*polimetakrylan metylu -38,3g dwutlenek cyrkonu -5,3g nadtlenek benzoilu -0,4g*	*metakrylan metylu -18,4g N,N-dimetylo-p-toluidyna -0,4g chlorofil VIII, hydrochinon*
Biomet V	*Biomet Orthopaedics Szwajcaria GmbH*	*polimetakrylan metylu -10,2g dwutlenek cyrkonu -15,6 nadtlenek benzoilu -0,2g*	*metakrylan metylu -9,2g N,N-dimetylo-p-toluidyna -0,2g chlorofil VIII, hydrochinon*

W celu określenia podstawowych właściwości mechanicznych cementu modyfikowanego węglem szklistym w porównaniu do cementu niemodyfikowanego przeprowadzono statyczną próbę ściskania, trójpunktowego zginania i udarności zgodnie z normą ISO 5833. Badaniom tym poddano cement przeznaczony do kotwiczenia endoprotez (Biomet Plus modyfikowany i niemodyfikowany), gdyż takiemu rodzajowi cementu stawiane są wymagania odpowiednio wysokiej wytrzymałości. Statyczną próbę ściskania przeprowadzono na próbkach w kształcie walca o wymiarach 12x6mm. Próbę ściskania przeprowadzono z prędkością obciążania 10mm/min na maszynie Instron 4469. Na podstawie wyników badań wyznaczono wytrzymałość na ściskanie R_c cementu kostnego oraz moduł sprężystości E_c przy ściskaniu. Próbę trójpunktowego zginania przeprowadzono na próbkach o wymiarze 3,3x10x50mm z prędkością obciążenia 5mm/min, przy rozstawie podpór 40 mm na maszynie Instron 4469. Na podstawie wyników badań wyznaczono wytrzymałość na zginanie R_g oraz moduł sprężystości E_g przy zginaniu cementu kostnego. Udarność próbek o wymiarach 3,3x10x50mm przeprowadzono na młocie Charpiego o energii uderzenia 6 J i rozstawie podpór 40mm.

3. WYNIKI

Wyniki pomiaru temperatury polimeryzacji w funkcji czasu badanych materiałów przedstawiono na rysunkach 1-2. Jak widać, temperatura polimeryzacji w funkcji czasu wzrastała liniowo do osiągnięcia czasu utwardzania. Następnie zachodził gwałtowny wzrost temperatury w cemencie kostnym, osiągając maksymalną temperaturę polimeryzacji. Cement osiągał wtedy największą lepkość, stając się ciałem stałym. Badania przeprowadzone w probówkach wykazują, iż w przypadku cementu Biomet V najszybciej utwardzał się cement z domieszką 5,35% wag. węgla szklistego. Najwolniej utwardzał się cement Biomet V w stanie wyjściowym. W przypadku cementu Biomet Plus cement z domieszką 1,6%wag. C utwardzał się szybciej niż bez domieszki.

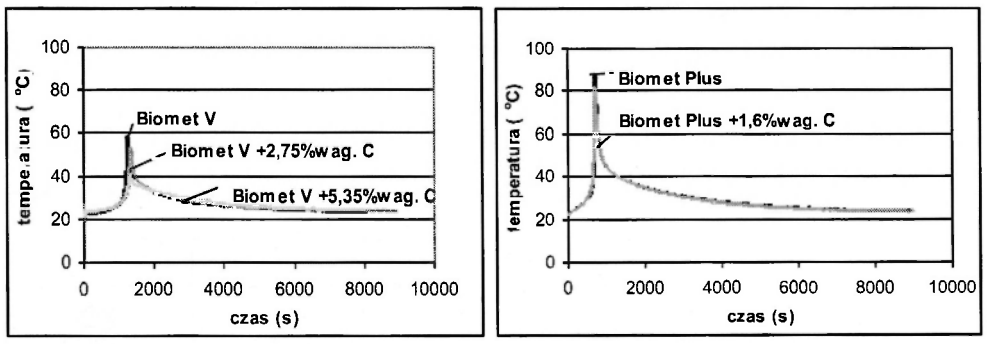
Tabela 2. Wyniki polimeryzacji cementu Biomet V

	Biomet V	*Biomet V+2,75%wag.węgla szklistego*	*Biomet V+5,35%wag. węgla szklistego*
T_{max} (°C)	*73,59*	*69,34*	*66,24*
t_{set} (s)	*377*	*353*	*334*
T_{set} (°C)	*55,30*	*53,17*	*51,62*

Wyniki, jakie uzyskano z krzywych temperatura polimeryzacji w funkcji czasu T = f (t) dla cementu Biomet V (rys.2a) zamieszczono w tabeli 2, a dla cementu Biomet Plus (rys.2b) w tabeli 3. Czas t_{set} odpowiada punktowi przegięcia na krzywej T=f(t). Z kolei T_{set} odpowiada temperaturze utwardzania obliczanej według wzoru [5]:

$$T_{set} = \frac{(T_{max} + T_{ot})}{2} \tag{1}$$

Z przeprowadzonych badań wynika, że domieszka węgla szklistego powoduje szybsze utwardzanie się cementu kostnego. Im większy jest udział węgla szklistego, tym krótszy jest czas do osiągnięcia lepkości cementu odpowiedniej do aplikacji w zabiegu operacyjnym.

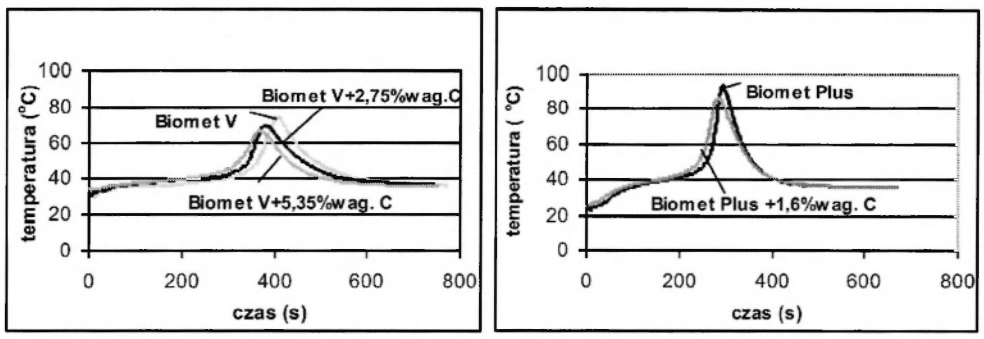


Rys.1. Zmiana temperatury polimeryzacji w czasie dla cementu Biomet V (a) i Biomet Plus (b) w formie o temperaturze 23°C, zgodnie z normą ISO 5833

Na podstawie badania zależności temperatury polimeryzacji od czasu wykonanych w formie zgodnie z normą ISO 5833 oraz w probówce zanurzonej w wodzie o temperaturze 37°C stwierdzono, iż domieszka węgla szklistego dla obu gatunków cementu obniża temperaturę polimeryzacji.

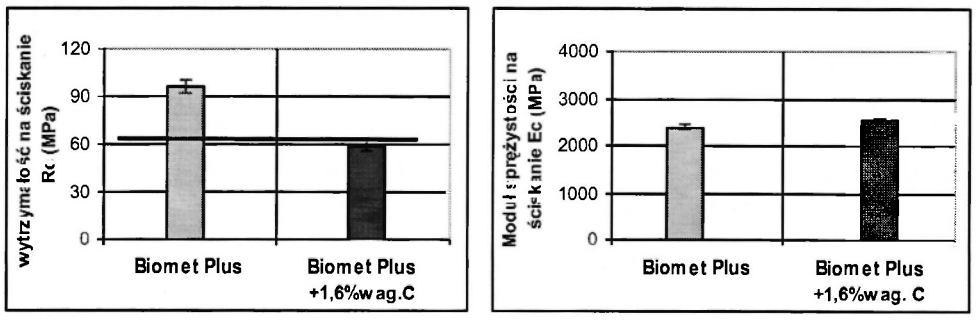
Tabela 3. Wyniki polimeryzacji cementu Biomet Plus

	Biomet Plus	*Biomet Plus +1,6%wag. węgla szklistego*
T_{max} (°C)	*93,17*	*85,61*
t_{set} (s)	*279*	*262*
T_{set} (°C)	*65,1*	*61,31*



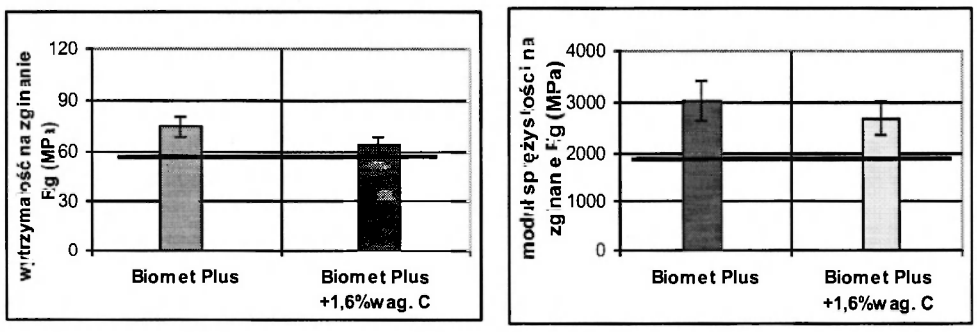
Rys.2. Zmiana temperatury polimeryzacji w czasie dla cementu Biomet V (a) i Biomet Plus (b) w probówce zanurzonej w wodzie o temperaturze 37°C

Otrzymane wyniki z prób statycznego ściskania, zginania i udarności pokazano na rysunkach 3-5. Poziomą linią oznaczono zakres, powyżej którego powinna mieścić się dana wartość określonej właściwości mechanicznej zgodnie z normą ISO 5833. Według normy ISO 5833 wytrzymałość na zginanie powinna wynosić więcej niż 50MPa. Moduł sprężystości na zginanie powinien być większy od 1800MPa a wytrzymałość na ściskanie większa od 70MPa [6]. Na podstawie uzyskanych wyników badań widać, że wartości badanych właściwości mechanicznych mieszczą się w standardach określonych przez normę ISO 5833. Jedynie wytrzymałość na ściskanie cementu Biomet Plus domieszkowanego węglem szklistym jest niższa. Domieszka węgla szklistego do cementu Biomet Plus spowodowała obniżenie wytrzymałości na ściskanie z R_c=95,87MPa na R_c=59MPa (36%). Redukcję tę można wyjaśnić wzrostem niejednorodności strukturalnej cementu kostnego po dodaniu węgla szklistego. Moduł sprężystości na ściskanie nieznacznie zwiększył się po domieszkowaniu cementu węglem szklistym z E_c=2399MPa do E_c=2570,8MPa. Obniżyła się również wytrzymałość na zginanie z R_g=75,36MPa na R_g=63,73MPa (12%) oraz moduł sprężystości na zginanie z E_g=3018,6MPa na E_g=2686,6MPa.

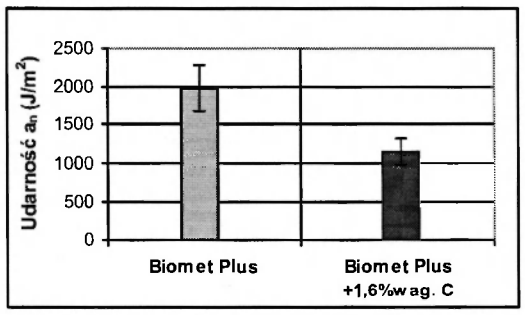


Rys.3. Wytrzymałość na ściskanie i moduł sprężystości na ściskanie dla cementu Biomet Plus przed i po fizycznej modyfikacji węglem szklistym

Udarność także uległa zmniejszeniu z a_n=1832J/m^2 do a_n=1141J/m^2, co świadczy, iż cement Biomet Plus domieszkowany węglem szklistym był bardziej podatny na pękanie. Zjawiska ta można tłumaczyć wadami wynikającymi ze struktury materiału-cementu kostnego, jakimi są pory powstające już na etapie wytwarzania próbek, a także uzyskaniem niewystarczająco dobrego połączenia adhezyjnego pomiędzy domieszką w postaci węgla szklistego a osnową cementu PMMA.



Rys.4. Wytrzymałość na zginanie i moduł sprężystości na zginanie dla cementu Biomet Plus przed i po fizycznej modyfikacji węglem szklistym



Rys.5. Udarność cementu Biomet Plus przed i po fizycznej modyfikacji węglem szklistym

4. PODSUMOWANIE

Domieszka węgla szklistego do cementu kostnego Biomet V oraz cementu Biomet Plus powoduje obniżenie maksymalnej temperatury polimeryzacji zarówno w temperaturze organizmu, jak i w temperaturze pokojowej, co wpływa korzystnie na zastosowanie takiego cementu kostnego w ortopedii. Wraz we wzrostem udziału wagowego węgla szklistego w cemencie kostnym Biomet V stwierdzono większy spadek temperatury polimeryzacji. Jednocześnie stwierdzono na podstawie badań temperatury polimeryzacji w zależności od czasu, przeprowadzanych w probówkach, iż domieszka węgla szklistego powoduje zmniejszenie czasu utwardzania się obu cementów kostnych. I tak w przypadku stosowania cementu Biomet Plus domieszkowanego węglem szklistym w ilości 1,6% wag. należałoby zwiększyć szybkość wprowadzania cementu kostnego do kanału kości udowej podczas przeprowadzania zabiegu implantacji stawu biodrowego.

W przypadku cementu Biomet V stwierdzono znacznie dłuższy czas polimeryzacji niż dla cementu Biomet Plus. Spowodowane jest to inną zawartością wagową składników

chemicznych w cemencie kostnym Biomet V w porównaniu z cementem Biomet Plus. Cement Biomet V ma bowiem o połową mniejszą zawartość wagową proszku PMMA w stosunku do zawartości wagowej tego składnika w cemencie Biomet Plus. Stosunek proszku PMMA do płynnego monomeru MMA w cemencie Biomet Plus wynosi 2:1, podczas gdy w cemencie Biomet V 1:1. Cement Biomet V, który jest przeznaczony dla wertebroplastyki, ze względu na zbyt małą lepkość i znacznie dłuższy czas polimeryzacji w porównaniu z cementem Biomet Plus, nawet po modyfikacji węglem szklistym nie może być stosowany do mocowania endoprotez stawu biodrowego. W postaci modyfikowanej węglem mógłby jednak znaleźć zastosowanie w leczeniu chorób kręgosłupa, gdyż domieszka węgla szklistego może poprawić biotolerancję tego cementu.

Na podstawie przeprowadzonych badań właściwości mechanicznych stwierdzono, iż uzyskane wartości podstawowych właściwości mechanicznych modyfikowanego węglem szklistym cementu kostnego w większości mieszczą się w standardach zgodnie z normą ISO 5833. Nieznaczne obniżenie wytrzymałości na ściskanie i udarności mogło być spowodowane porowatą strukturą materiału na etapie wytwarzania, jak również uzyskaniem niedostatecznie dobrego połączenia pomiędzy osnową cementu PMMA a cząstkami węgla szklistego. Należy zatem dążyć do poprawy połączenia: osnowa cementu - wprowadzana domieszka.

LITERATURA

[1] Stolk J., Verdonschot N., Murphy B., Prendergast P., Huiskes R.: Finite element simulation of anisotropic damage accumulation and creep in acrylic bone cement. Engineering Fracture Mechanics 2004, 71:513-528
[2] Walker G., Daly C., Dunne N., Orr J.: Liquid monomer-powder particle interaction in acrylic bone cement. Chemical Engineering Journal 2008, 139: 498-494
[3] Graham J., Priutt L., Ries M., Gaundiah M.: Fracture and fatigue properties of acrylic bone cement. The Journal of Arthroplasty 2000, 15:1028-1035
[4] Dunne N., Orr J., Mushipe M., Eveleigh R.: The relationship between porosity and characteristic of bone cements. Biomaterials 2003, 24:239-245
[5] Norma ISO 5833: Implants for surgery – Acrylic resin cements, 2002
[6] Kuhn K.: Bone cements. Up-to-date comparison of physical and chemical properties of commercial materials. Springer 2000

INFLUENCE OF THE GLASSY CARBON ADMIXTURES ON USEFUL PROPERTIES OF SURGICAL CEMENT

Summary. In this study has been carried examination of polymerization process bone cement modified with glassy carbon powder. It has been described mechanical characteristics of received polymer's composite. We tried to assess useful properties of this biomaterial under possibility use it in orthopeady.

Paweł KOSTKIEWICZ, Danuta JASIŃSKA-CHOROMAŃSKA Instytut Mikromechaniki i Fotoniki, Politechnika Warszawska, Warszawa

ANALIZA ROZWIĄZAŃ KONSTRUKCYJNYCH ROWERÓW REHABILITACYJNYCH

Streszczenie. W pracy przedstawiono analizę cech konstrukcyjnych rowerów rehabilitacyjnych. Zaproponowano klasyfikację pojazdów napędzanych siłą mięśni przeznaczonych do rehabilitacji. Zaproponowano metodykę doboru konstrukcji do potrzeb indywidualnych z uwzględnieniem anatomii, fizjologii i zaleceń medycznych dla poszczególnych rodzajów schorzeń.

1. WSTĘP

Rozwój techniki rowerowej jest w ostatnich latach niezwykle dynamiczny. Absorbuje osiągnięcia z inżynierii materiałowej, technik symulacji i modelowania komputerowego, technologii ultraprecyzyjnej obróbki cyfrowej. Czynniki wpływające na rosnącą liczbę rowerów to m.in.: potwierdzona efektywność i ekologiczność w roli środka transportu, moda na prozdrowotny i aktywny styl życia, poprawa infrastruktury rowerowej i bezpieczeństwa drogowego. Stosunkowo prosty pojazd, skonstruowany przed ponad 100 laty w ciągu ostatnich dwóch dekad przeżywa renesans wzbudzając duże zainteresowanie projektantów przemysłowych i inżynierów. Ogromny wzrost produkcji idzie w parze ze specjalizacją, gdzie wymagania zróżnicowanych grup użytkowników kształtują niekiedy diametralnie odmienne rozwiązania techniczne. Nie ma już rowerów uniwersalnych, są natomiast: szosowe, trekkingowe, składane, terenowe, bagażowe, wieloosobowe przeznaczone do akrobacji i sportów ekstremalnych, etc.

Należy zwrócić uwagę, że rozwój rekreacyjno-sportowej techniki rowerowej nie przekłada się wystarczająco na rozwiązania stosowane w rehabilitacji. Istnieje duża i rosnąca grupa osób, dla których rozwiązania techniczne zastosowane w rowerze muszą być podporządkowane specyficznym wymaganiom – każdorazowo innym dla określonych dysfunkcji. Szczególny dobór konstrukcji i oprzyrządowania dodatkowego potrzebny jest przy odmiennych schorzeniach np. reumatycznych, neurologicznych, zwyrodnieniowych, pourazowych itd. Zdaniem autorów pracy należy zmniejszyć dysproporcję tempa rozwoju techniki rowerowej rekreacyjno-sportowej i rehabilitacyjnej.

W pracy przedstawiono zarys systematyki konstrukcji rowerów rehabilitacyjnych oraz omówiono możliwe zastosowania. Zaproponowano metodykę doboru roweru do potrzeb indywidualnych z uwzględnieniem anatomii, fizjologii i zaleceń medycznych dla poszczególnych rodzajów schorzeń. Sklasyfikowano i omówiono specyficzne rozwiązania konstrukcyjne rowerów trójkołowych z oprzyrządowaniem dodatkowym. W podsumowaniu pracy ujęto wykaz zagadnień dla dalszych badań naukowych.

2. ZASTOSOWANIE ROWERÓW REHABILITACYJNYCH

2.1. Rower rehabilitacyjny – próba definicji.

Na potrzeby niniejszej pracy przyjmuję, że rower rehabilitacyjny to pojazd (urządzenie) wskazany do rehabilitacji osób z różnymi schorzeniami. W rehabilitacji wykorzystywanych jest wiele typów rowerów rehabilitacyjnych w zależności od rodzaju schorzenia, jak i miejsca prowadzenia rehabilitacji (sala ćwiczeń czy otwarta przestrzeń).

Rower rehabilitacyjny znajduje zastosowanie u osób chorych na stwardnienie rozsiane, z niedowładami po udarach mózgu, w uszkodzeniach rdzenia kręgowego, polineuropatii, zaniku mięśni, w przebiegu chorób zwyrodnieniowych i zapalnych kończyn dolnych i górnych, przy chorobach reumatoidalnych, a także stanach po protezoplastyce w obrębie kończyn dolnych i górnych oraz wszelkiego rodzaju schorzeniach wymagających wzmocnienia kończyn dolnych lub górnych. Jest zalecany do wzmocnienia siły mięśniowej, a w szczególności mięśni kończyn, brzucha, pośladków, pleców.

Wykorzystanie rowerów w rehabilitacji określane (cykloterapia) jest formą wysiłku fizycznego o przewidywalnej gradacji obciążenia organizmu człowieka. Jazdę na rowerze stosuje się w celu usprawnienia czynności układów ruchu, krążenia i oddychania. Wpływa korzystnie na zmniejszenie tkanki tłuszczowej, zrównoważenie funkcji psychicznych i zaburzeń neurowegetatywnych. Bywa zalecana w terapii dla osób ze schorzeniami układu ruchu, schorzeniami i urazami neurologicznymi oraz w mniejszym zakresie z zaburzeniami równowagi. Poniżej wymieniono schorzenia, w rehabilitacji których zalecany bywa trening na rowerze:

Choroby układu nerwowego (ICD-10 grupa G)

- Uszkodzenie rdzenia kręgowego - SCI (Spinal Cord Injury), także: paraplegia
- Mózgowe porażenie dziecięce - CP (Cerebral Palsy)
- Udar mózgu - CVA (Cerebral Vascular Accident)
- Stwardnienie rozsiane - MS (Multiple Sclerosis)
- Uraz mózgu (nie wrodzony) – NCBD (Non-Congenital Brain Damage)
- Rozszczep kręgosłupa – SB (Spina Bifida)
- Polineuropatia (Polyneuropathy)

Choroby układu kostno-mieśniowego i tkanki łącznej (ICD-10 grupa M)

- Atrofia (zanik mięśni)
- Reumatoidalne zapalenie stawów – RZS, RA (Rheumatoid arthritis)
- Zesztywniające zapalenie stawów kręgosłupa – ZZSK, AS (Ankylosing spondylitis)
- Zespół algodystroficzny – CRPS (Complex Regional Pain Syndrome)
- Choroba zwyrodnieniowa stawów – OA (Osteoarthritis)
- Stany po protezoplastyce w obrębie kończyn dolnych i górnych.

2.2. Rower rehabilitacyjny w polskim modelu rehabilitacji.

Polska Szkoła Rehabilitacji zaproponowała tzw. model rehabilitacji (jego twórcami są m.in. Marian Weiss i Aleksander Hulek), na który składa się:

Powszechność - każdy ma prawo do rehabilitacji, nie zależnie od rozpoznania, wieku i rokowania.

Wczesność (zapoczątkowania) - powinna być rozpoczęta jak najwcześniej.

Kompleksowość - działanie prowadzone przez zespół specjalistów kierowane na wszystkie sfery pacjenta (fizyczne, psychiczne, duchowe, zachowania społeczne itd.) przy użyciu wielu terapii i technik.

Ciągłość - rehabilitacja jest procesem ciągłym, rozpoczęty proces rehabilitacji jest kontynuowany do końca.

Odnosząc rower do powyższych założeń (tj. modelu rehabilitacji) znajdujemy, że rower:

- jest urządzeniem powszechnie znanym i dostępnym,
- może być stosowany w sali ćwiczeń w bardzo ograniczonym zakresie ruchu,
- może byś stosowany na wolnym powietrzu z płynnie dozowaną skalą wysiłku,
- działa kompleksowo: podnosi sprawność fizyczną, ułatwia rekreację i poprawia nastrój,
- wyrównuje szanse (sprawność) w grupie,
- może być wykorzystywany indywidualnie i w zespole,
- pozwala na ciągłe doskonalenie umiejętności motorycznych i stałe zwiększanie wydolności organizmu.

Można śmiało postawić tezę, że **rower w rehabilitacji jest urządzeniem optymalnym**, łatwym w modyfikacji, adaptowalnym do indywidualnych potrzeb pacjenta i szczególnych zaleceń medycznych.

2. KLASYFIKACJA ROZWIĄZAŃ KONSTRUKCYJNYCH.

Identyfikacja i klasyfikacja rozwiązań konstrukcyjnych rowerów i pojazdów napędzanych siłą mięśni do zastosowań rehabilitacyjnych. Zasadniczo to grupę sprzętu rehabilitacyjnego możemy podzielić na dwie główne:

- rowery rehabilitacyjne stacjonarne
- rowery rehabilitacyjne mobilne

2.1. Rowery rehabilitacyjne stacjonarne.

Grupa sprzętu rehabilitacyjnego, która nie umożliwia i nie służy do przemieszczania. Znajduje swoje miejscach w salach ćwiczeń klinik, szpitali, uzdrowisk. Rowery te można podzielić według kryteriów:

1) Podział ze względu na pozycje ciała zajmowaną na rowerze:
   a) rowery pionowe - pozycja stojąca,
   b) rowery poziome – pozycja siedząca bądź półleżąca.
2) Podział ze względu na część ciała wykonującą ruch:
   a) rowery napędzane kończynami dolnymi,
   b) rowery napędzane kończynami górnymi,
   c) rowery napędzane jednocześnie rękami i nogami (por. Rys. 2)
3) Podział ze względu na rodzaj obciążenia:
   a) rowery z obciążeniem tarciowym,
   b) rowery z obciążeniem magnetycznym,
   c) rowery z obciążeniem elektro-magnetycznym.
4) Podział ze względu na konstrukcję:
   a) rowery stacjonarne (por. Rys.2)
   b) trenażery do rowerów (przeznaczone do umocowania rowerów niestacjonarnych),
   c) trenażery do wózków inwalidzkich (urządzanie dołączane do wózka).



Rys. 2. Ruch rąk i nóg.

2.2. Rowery i pojazdy rehabilitacyjne mobilne.

Grupa urządzeń dających możliwość przemieszczania. Grupę można podzielić według następujących kryteriów:

1) Podział ze względu na pozycje ciała zajmowaną na rowerze:
   a) rowery i pojazdy pionowe - pozycja stojąca,
   b) rowery i pojazdy poziome – pozycja siedząca podparta (Rys.. 3), półleżąca, leżąca,
   c) rowery i pojazdy poziome brzuchem do dołu,
2) Podział ze względu na część ciała wykonującą ruch:
   a) pojazdy napędzane kończynami dolnymi lub jedną kończyną,
   b) pojazdy napędzane kończynami górnymi lub jedną kończyną,
   c) pojazdy napędzane dolnymi i górnymi kończynami,
   d) pojazdy napędzane ruchem tułowia (por. FRys. 5),
   e) pojazdy hybrydowe łączące rozwiązania np. d) i b).





←Rys. 3. Napęd mieszany: wahadłowo (ręce) – korbowy (nogi).
→Rys. 4. Zestaw rowerowy do wózka.

3) Rodzaj napędu:
   a) pojazdy z wykorzystaniem napędu korbowego – ruch obrotowy 360° po okręgu,
   b) pojazdy z wykorzystaniem napędu korbowego – ruch obrotowy 360° po elipsie,
   c) pojazdy z wykorzystaniem napędu wahadłowego - ruch cykliczny wykorzystujący określony zakres kątowy (por. Rys. 3, Rys. 5),
   d) pojazdy nie wykorzystujące przekładni - napęd przenoszony bezpośrednio przez kończyny na podłoże lub koło (np. ręce→ koła, nogi → ziemia)
   e) pojazdy hybrydowe łączące rozwiązania np. a) i c).
4) Rodzaj sterowania:
   a) pojazdy sterowane rękoma lub ręką – kierownicą (Rys. 4),
   b) pojazdy sterowane rękoma lub ręką - drążkami (pasami, cięgnami) sterowniczymi,
   c) pojazdy sterowane nogami (Rys. 5),
   d) pojazdy sterowane tułowiem (przechył).
5) Ilość osób:
   a) pojazdy jednoosobowe,
   b) pojazdy wieloosobowe- zazwyczaj jedną z osób jest opiekun (por. Rys. 6.).
6) Ilość kół:
   a) pojazdy dwukołowe – rzadko stosowane w rowerach rehabilitacyjnych,
   b) pojazdy trójkołowe w układzie proty (delta) i odwróconym, gdzie:
      - odwrócony - dwa koła z przodu i jedno z tyłu,
      - prosty (delta) - jedno koło z przodu i dwa z tyłu.
   c) pojazdy wielokołowe np. zestaw rowerowo-wózkowy (Rys. 4.)



Rys. 5. Pojazd rehabilitacyjny napędzany wahadłowym oparciem

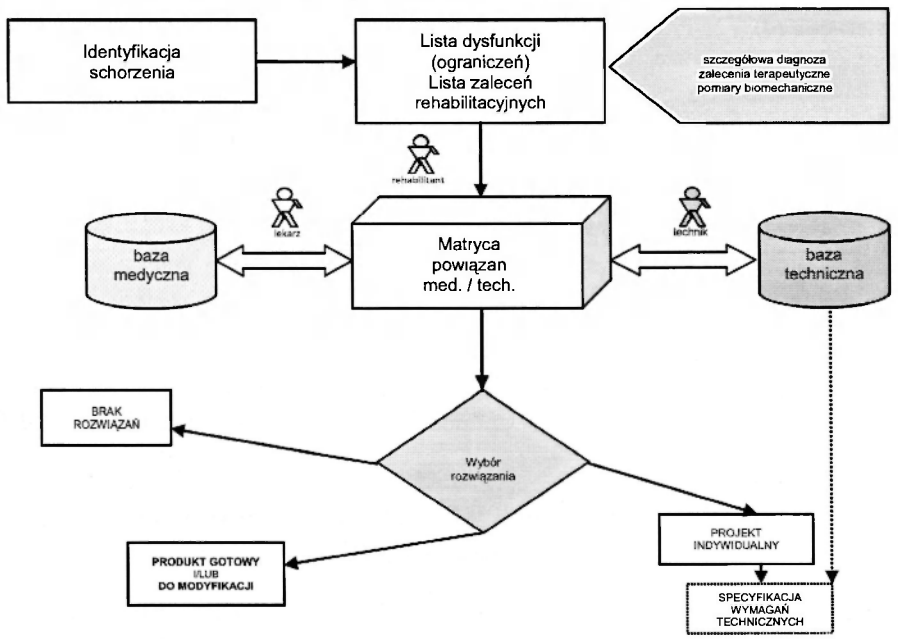


Rys. 6. Rower rehabilitacyjny dwuosobowy

3. METODYKA DOBORU ROWERU DO POTRZEB INDYWIDUALNYCH

Zdaniem autorów przydatne będzie stworzenie systemu doboru rowerów rehabilitacyjnych, którego koncepcję przedstawiono na schemacie (Rys. 1).

Wybierając rower rehabilitacyjny należy uwzględnić wyniki diagnostyki medycznej wskazujące dysfunkcje np. zaburzenia równowagi; zaniki i zaburzenia czucia; zaburzenia widzenia; osłabienie siły mięśni odpowiednio: dłoni, przedramion, ramion, szkieletowych, kończyn dolnych; ograniczenie ruchomości stawów odpowiednio: dłoni, łokcia, ramion, kręgosłupa, bioder, kolan, skoku i stopy; zmiany w sprawności stawów: kąt rozwarcia, kąt domknięcia, zmiana kinematyki (zaburzenia osi np. paliczków, nadgarstka, skoku); stały ból (mięśni i stawów); ból przy obciążeniu; ból przy wstrząsach/drganiach.



Rys. 1. Metodyka doboru roweru do indywidualnych potrzeb

Odpowiednie parametry medyczne przełożą się na oczekiwania wobec pojazdu (gotowego, modyfikowanego lub wg projektu indywidualnego) i określą wymagania techniczne np. :

- Zapewnienie stabilności urządzenia (stacjonarne) i jazdy (mobilne)
- Zapewnienie stabilności pozycji: pasy bezpieczeństwa, profil siedziska.
- Zapewnienie łatwości korzystanie: wsiadania, zsiadania, uruchamiania,
- Możliwość wspomagania ruchu z opcją awaryjnego zatrzymania.
- Możliwość płynnej regulacji obciążenia (przekładnia np. bezstopniowa).
- Możliwość regulacji siedziska, kierownicy w celu ustawienie optymalnej pozycji Możliwość pomiaru wykonywanej pracy: prędkość, dystans przeliczeniowy, czas.
- Możliwość podłączenia urządzeń kontrolujących czynności fizjologiczne człowieka (np. tętno, ciśnienie, saturacja).
- Możliwość doczepienia wyposażenia dodatkowego do rowerów rehabilitacyjnych takich jak: strzemiona z obejmą łydki, uchwyty mocowania rąk do kierownicy, hamulec bębnowy, drążek prowadzący, kliny do fotela, pasy mocujące nogi i tułów, specjalne uchwyty na kierownicę, hamulec bezpieczeństwa, hamulec postojowy.

4. PODSUMOWANIE

Rowery rehabilitacyjne pomagają przy leczeniu wielu schorzeń, wzmacniając mięśnie i stawy potrzebne do codziennego funkcjonowania, poprawiając wydolność serca i płuc oraz obniżając ciśnienie krwi. Występuje wiele rodzajów pojazdów z różnymi typami napędów, rodzajami sterowania, zajmowanej pozycji. Nowoczesna technika rowerowa i rozwój wiedzy biomechanicznej stanowią doskonałą bazę dla interesujących i przydatnych badań naukowych. Duże możliwości rozwoju można odnaleźć w każdym z ważniejszych aspektów projektowania rowerów rehabilitacyjnych tj. przeniesienie i wspomaganie napędu, sterowanie, konstrukcja ramy nośnej, systemy pomiarowe. Szczegółowe kierunki proponowanych badań to m.in.: (1) Modelowanie matematyczne układu biomechanicznego (człowiek-pojazd), (2) Projektowanie i optymalizacja przekładni napędowych (stopniowe i bezstopniowe, łańcuchowe, pasowe, cierne), (3) Konstrukcja urządzeń pomocniczych do parametryzacji i oceny skuteczności rehabilitacji np. pomiar mocy, pomiar momentu, regulacja i pomiar obciążenia.

LITERATURA

[1] Praca zbiorowa pod red. prof. M. Nałęcza: "Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna", t.5 - „Biomechanika inżynierska" Akd. Ofic. wyd. Exit, Warszawa, 2004
[2] Błaszczyk W.: „Biomechanika kliniczna", Wyd. Lek. PZWL, Warszawa, 2004
[3] Opisy patentowe: PL 202239 B1 i PL 182858 B1
[4] WWW: http://www.repcofit.com.au, http://www.misiarz.pl, http://www.eland.org.uk, http://www.muller.net, http://www.pfmobility.dk, http://www.swingtrike.de/, 2010.

DESIGN REVIEW OF THE SOLUTION FOR CYCLE REHABILITATION

Summary. The paper presents a design review for a cycle rehabilitation. There's been proposed the classification of muscle powered vehicles intended for rehabilitation. Also we've proposed the device fitting methodology to individual needs; including anatomy details, physiology precautions and medical prescriptions for different types of disorders.

Piotr ŁAŚ, Magdalena KROMKA-SZYDEK, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

BIOMECHANICZNE ASPEKTY KOMPUTEROWEJ ANALIZY MODELU 3D BALKONIKA ŁOKCIOWEGO

Streszczenie: W pracy dokonano analizy modelu 3D balkonika łokciowego dużego, wykonanego na podstawie dokumentacji technicznej wersji prototypowej urządzenia. Przeprowadzono analizę ergonomiczności konstrukcji, która miała na celu m.in. wykrycie i wyeliminowanie błędów wymiarowo-kształtowych, a także ewentualnych kolizji balkonika z człowiekiem, co utrudniałoby korzystanie z urządzenia. Urządzenie poddano także analizie w aspekcie możliwości regulacji w trzech płaszczyznach. Do realizacji pracy wykorzystano wielomodułowy system wspomagania procesu projektowania oraz analizy konstrukcji CATIA V5.

1. WSTĘP

Tematem pracy jest analiza balkonika łokciowego czyli urządzenia służącego do rehabilitacji osób z dysfunkcją ruchową oraz zaburzeniami stanu równowagi, który jednocześnie pełni funkcję pionizatora dynamicznego. Jak pokazują badania kliniczne systematyczna, codzienna pionizacja jest niezwykle istotnym elementem w kompleksowym procesie rehabilitacji ponieważ wpływa korzystnie na pracę wielu narządów i układów [3].

Zasadniczą część pracy, stanowiła analiza ergonomiczności zaprojektowanej konstrukcji. Zwrócono przy tym uwagę na zakresy i możliwości regulacji balkonika w trzech płaszczyznach i ich wpływ na wygodę użytkownika. Zarówno proces budowy modelu jak i dokonanie analizy przeprowadzono w wielomodułowym systemie CATIA V5. Jest to jedna z najpopularniejszych obecnie aplikacji typu CAD/CAE służąca do komputerowego wspomagania projektowania i obliczeń inżynierskich.

2. PROJEKTOWANIE KONSTRUKCJI PRZEDMIOTU ANALIZY – MODEL 3D

2.1. Tworzenie geometrii poszczególnych elementów balkonika

Podstawą do stworzenia modeli 3D elementów konstrukcyjnych urządzenia była dokumentacja techniczna wersji prototypowej balkonika, udostępniona przez Krakowskie Zakłady Sprzętu Ortopedycznego. Dokumentacja ta objęła rysunki wykonawcze: pojedynczych części, podzespołów, a także rysunek złożeniowy konstrukcji.

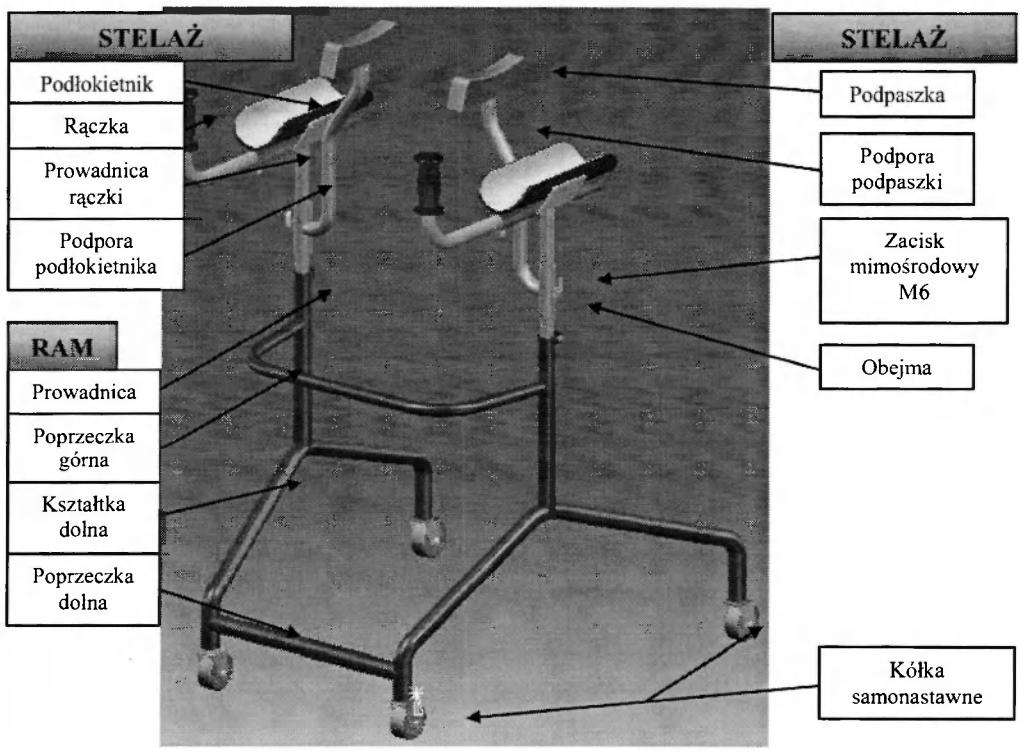
Modele geometryczne każdego elementu wykonano przy pomocy systemu CATIA V5. Poszczególne części zbudowano metodą modelowania bryłowego przy użyciu modułu *Part Design* należącego do grupy narzędziowej *Mechanical Design*.

2.2. Budowa złożenia konstrukcji

W celu stworzenia złożenia balkonika wykorzystano kolejny moduł z grupy projektowania mechanicznego, jakim jest *Assembly Design*. Budowę złożenia podzielono na dwa etapy.

W pierwszym etapie wykonano złożenia podzespołów: zespół ramy (1 szt.), stelaż podłokietnika (2 szt.), stelaż podpaszki (2 szt.), kółko samonastawne (4szt.). Drugi etap objął zbudowanie złożenia całości balkonika w skład którego wchodzą powyższe podzespoły.

Pierwszym krokiem w złożeniu konstrukcji jest wczytanie wszystkich plików składowych danego podzespołu w obszar roboczy. Następnie należy zdefiniować więzy pomiędzy odpowiednimi elementami, co jednocześnie wiąże się z odebraniem im stopni swobody. Pozwoliło to na uzyskanie takiej struktury modelu, dzięki której można łatwo manipulować położeniem elementów względem siebie, w celu uzyskania pożądanej konfiguracji modelu (pełny model przedstawia rys. 1). Będzie to miało duże znaczenie podczas kolejnego etapu czyli analizy ergonomiczności konstrukcji.



Rys.1. Balkonik łokciowy – złożenie

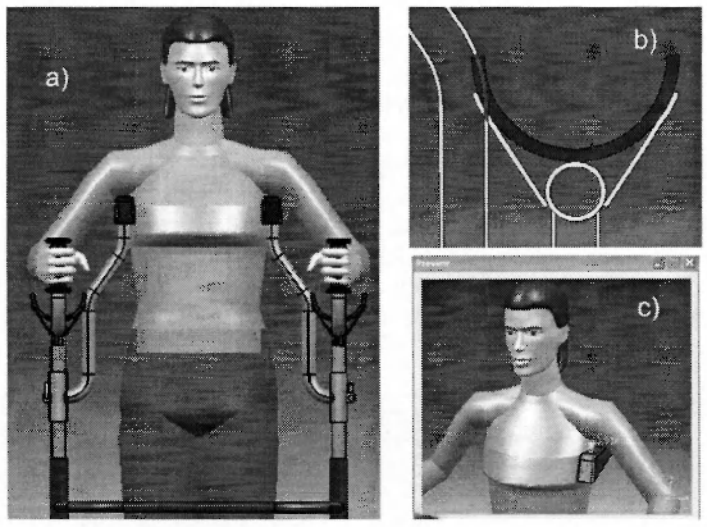
3. ANALIZA ERGONOMICZNOŚCI KONSTRUKCJI BALKONIKA

Do przeprowadzenia analizy ergonomiczności urządzenia, wykorzystano moduły programu CATIA z grupy *Ergonomics Design & Anaysis*. Zwrócono tutaj uwagę na takie aspekty jak komfort i możliwości dopasowania urządzenia do indywidualnych potrzeb użytkownika. Badania w tym zakresie w istotnym stopniu ułatwiły i wspomogły wyspecjalizowane narzędzia programu, które pozwalają wprowadzić model manekina w analizowany obszar. Istnieje możliwość przeprowadzanie zaawansowanych analiz w odniesieniu, zarówno do samego człowieka (postawa, zasięg, pole widzenia,), jak i otaczającego go środowiska i urządzeń, z którymi wchodzi w interakcje.

3.1. Detekcja kolizji

Podczas początkowej fazy analizy podjęto próbę wykrycia potencjalnych kolizji, które mogłyby w tym przypadku zaistnieć pomiędzy urządzeniem a użytkownikiem. Wykrycie takich miejsc i natychmiastowa zmiana geometrii modelu w danym obszarze już na tym etapie projektowania ma ogromne znaczenie. Po wczytaniu manekina w obszar roboczy, a następnie pozycjonowaniu go względem balkonika przystąpiono do analizy.

Widać, że balkonik wchodzi w kolizję z manekinem. Podpaszka wraz ze stelażem wcinają się w tors w miejscu pod pachami (rys.2a). Jest to zjawisko niepożądane i należy wprowadzić w tym miejscu możliwość regulacji szerokości rozstawienia podpaszek. Używając narzędzia detekcji kolizji przeanalizowano całe złożenie balkonika. Obszary w których kolizja ma miejsce zostają podświetlone na czerwono. Przykład tego działania przedstawia rysunek 2b i 2c. Widać tutaj, że geometria stelaża podpaszki także wymaga zmiany, ponieważ w zaistniałej sytuacji koliduje z podłokietnikiem.



Rys.2. a) Widok manekina spozycjonowanego względem balkonika oraz przykłady sposobu działania automatycznego wykrywania kolizji: b) kolizja stelaża podpaszki z podłokietnikiem c) kolizja podpaszki z manekinem

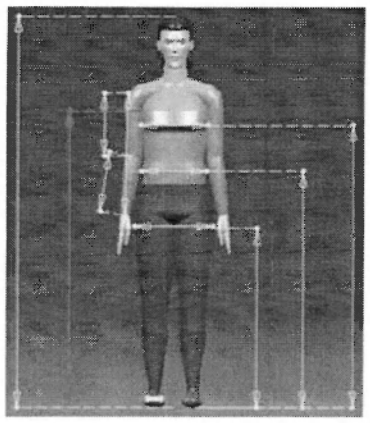
3.2. Ocena urządzenia ze względu na możliwość regulacji w trzech płaszczyznach

Regulacja balkonika w płaszczyźnie pionowej (wysokość) – góra-dół. Chcąc ustalić zakres regulacji urządzenia w tej płaszczyźnie, najważniejszym parametrem będzie odległość od podłoża do miejsca pod pachami, a także długość ramienia (rys 3).

Program posiada zdefiniowane wartości średnie oraz odchylenia standardowe parametrów odpowiadające cechom antropometrycznym człowieka.

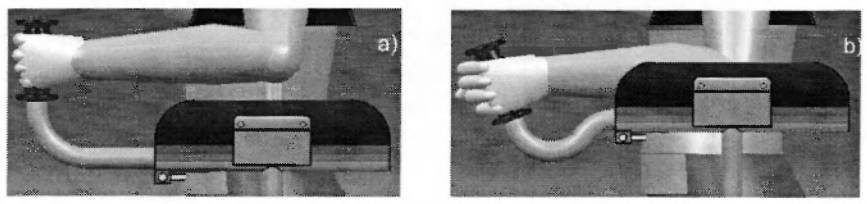
Aby wyznaczyć skrajne położenia stelaża podpaszki należy odczytać wartości pierwszego z parametrów dla kobiety odpowiadającej 5% populacji (najniższa kobieta) oraz dla mężczyzny odpowiadającemu 95% populacji (najwyższy mężczyzna). Wartości te wynoszą odpowiednio: 114,27 cm, 141,9 cm. Dodatkowo uwzględniając pewien zapas, można założyć, że wysokość stelaża podpaszki będzie się zawierać w przedziale od 110 - 145 cm. Po zbudowaniu modeli dwóch skrajnych konfiguracji dostrzeżono kolejne kolizje. Wykrycie tych

wad już na etapie projektowania daje możliwość unikania błędów na modelach rzeczywistych urządzenia.



Rys. 3. Widok manekina w pozycji stojącej z zaznaczonymi parametrami antropometrycznymi.

Regulacja balkonika w płaszczyźnie poziomej – przód-tył. Sposób regulowania polega na poluzowaniu zacisku mimośrodowego, następnie ustawieniu rączki w prowadnicy w żądanej pozycji i ponownym zaciągnięciu zacisku w celu unieruchomienia rączki. W tym obszarze tylko jeden element jest ruchomy i nie dochodzi do kolizji z innymi częściami konstrukcji. Jednak przy obecnym kształcie prowadnicy rączki, podłokietnik nie pełni swojej funkcji, ponieważ przedramię nie ma z nim kontaktu w momencie uchwycenia rękojeści przez użytkownika (rys. 4).



Rys.4. Podpora rączki: a) przed modyfikacją, b) po modyfikacji

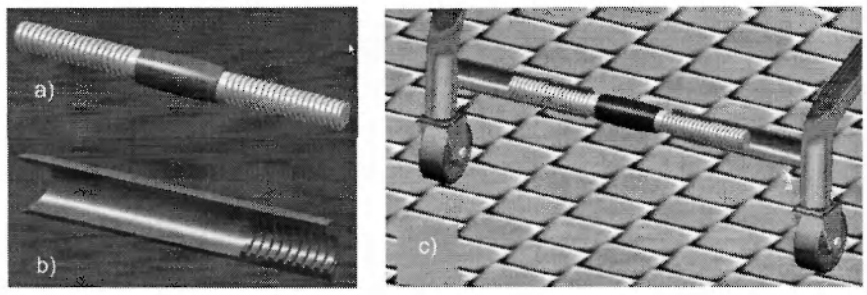
Regulacja balkonika w płaszczyźnie poziomej – na szerokość. Obecnie istniejący model nie przewiduje regulacji w tym kierunku. W poprzednim punkcie analizy, stwierdzono kolizję podpaszek balkonika z tułowiem. Interferencja ciała człowieka z urządzeniem w tym miejscu jest zjawiskiem niepożądanym. Rozstaw podpaszek w prototypie wynosi zaledwie 26,3 [cm].

Wynika z tego, że problemy z wciśnięciem się w urządzenie miałaby nawet drobna osoba płci kobiecej. W tej sytuacji, zmiana geometrii stelaża podpaszki jest niewystarczająca, dlatego że urządzenie ma służyć osobom o zróżnicowanej budowie ciała. Odwołując się do wartości parametru szerokości klatki piersiowej i biorąc pod uwagę fakt, że szerokość torsu na wysokości pach jest nieco większa od tej wartości, poszukiwany rozstaw podpaszek mieści się w przedziale 25 – 37 [cm]. Przykładowe rozwiązania konstrukcyjne, które wprowadzają możliwość regulacji balkonika na szerokość przedstawiono poniżej.

Wariant 1 – wprowadzenie kilku opcjonalnych elementów stelaża podpaszki. Przykładowo trzy różne stopnie gięcia, zapewniające odmienną szerokość rozstawienia podpaszek. Zaproponowano trzy przykładowe wielkości: 26 cm, 31 cm oraz 36 cm. Jedynym możliwym sposobem regulacji przy takim wariancie konstrukcyjnym jest przezbrajanie

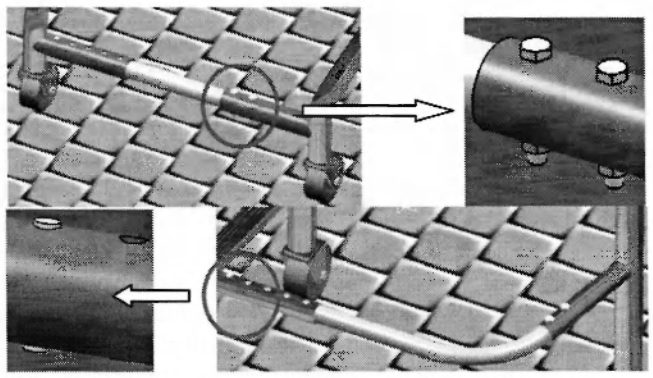
balkonika. Ponadto typ regulacji jest skokowy. Niestety również w przypadku wariantu o rozstawie podpaszek 36cm, gdzie stelaż jest niemal pionowy, może wystąpić ryzyko obcierania na wysokości bioder u niektórych użytkowników.

Wariant 2 – wprowadzenie dodatkowego elementu w postaci śruby rzymskiej. Takie rozwiązanie wymaga rozdzielenia ramy w dwóch miejscach: poprzeczka dolna oraz poprzeczka górna. Sposób regulacji – przekręcanie śruby w jedną lub drugą stronę w celu ustalenia odpowiedniej szerokości balkoniku. Typ regulacji – płynny.



Rys.5. Model 3D śruby rzymskiej – a), przekrój poprzeczki dolnej pełniącej funkcję nakrętki – b), złożenie śruby z poprzeczką dolną ramy (przekrój) – c).

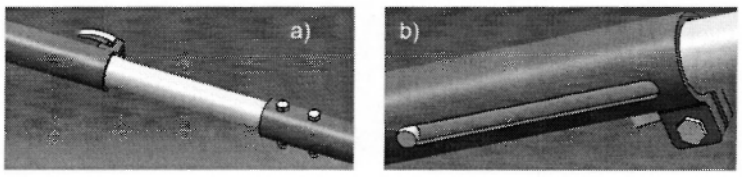
Wariant 3 – wprowadzenie dodatkowego elementu (rury) i rozdzielenie ramy w tych samych miejscach co w wariancie drugim. Element jest przymocowany do jednej części ramy na sztywno za pomocą dwóch śrub M6. Z kolei na drugim końcu łącznika znajduje się sworzeń sprężynujący (można zastąpić sworzniem z zawleczką). Sworzeń wchodzi w jeden z otworów nawierconych w poprzeczce po drugiej stronie ramy. Otwory są rozmieszczone co 25 mm. Zakres regulacji wynosi 100 mm. Sposób regulacji – wciśnięcie trzpienia do środka i przesunięcie ramy w żądanym kierunku. Sprężyna, która znajduje się w środku, powoduje automatyczne wskoczenie trzpienia w kolejny otwór. Typ regulacji – skokowy.



Rys.6. Widoki łącznika ze sworzniem dla poprzeczki górnej oraz dolnej

Wariant 4 – wprowadzenie dodatkowego elementu (rury) – sposób regulacji analogiczny do wariantu trzeciego. W tym rozwiązaniu konstrukcyjnym sworzeń, jako element blokujący pozycję, zastąpiono zaciskiem mimośrodowym. Dodatkowa modyfikacja jaką tutaj wprowadzono, to wycięty rowek w obydwu poprzeczkach ramy (rys.7b), od strony dolnej. Rowek współpracujący z wystającym z rury łączącej trzpieniem zapobiega rotacji elementów ramy względem siebie oraz uniemożliwia wysunięcie łącznika z prowadnicy. Sposób regulacji – odbezpieczenie zacisku mimośrodowego, przesunięcie w żądanym kierunku,

zaciągnięcie zacisku. Typ regulacji – płynny. Zakres regulacji na szerokość dla tego typu konstrukcji wynosi 100 mm. Dla zdefiniowanego tutaj kształtu stelaża podpaszki, rozstaw podpaszek mieści się w granicy 260-360 mm.



Rys.7. Widok łącznika z zaciskiem mimośrodowym
a) widok z góry, b) widok rowka współpracującego z trzpieniem

4. PODSUMOWANIE

System CATIA oferuje szereg zaawansowanych narzędzi służących do tworzenia i zapisu konstrukcji, manipulowania oraz analizowania w jaki sposób manekin może oddziaływać wzajemnie z produktem. Dzięki temu można we wczesnej fazie projektowania ocenić przydatność, dopasowanie oraz funkcjonalność danego wyrobu.

LITERATURA

[1] Wełyczko A.: Przykłady efektywnego zastosowania systemu w projektowaniu mechanicznym. Helion, Gliwice 2005.
[2] CATIA Solutions Version 5 Release 17, English Documentation. Dokumentacja systemu CATIA w wersji komputerowej.
[3] Strona internetowa: Producent przedmiotów ortopedycznych. Akcesmed, katalog 2010 www.pionizatory.pl

BIOMECHANICAL ASPECTS OF COMPUTER ANALYSIS FOR REHABILITATION WALKER 3D MODEL

Summary: In the thesis an attempt has been made to analyze 3D model of rehabilitation walker based on the technical documentation of its prototype. The analysis of device's ergonomics was carried out in order to detect and eliminate the potential dimensional-profiling defects and the possible collisions with the user which could hinder the device's performance. Further analysis regards the device's adjustment in three directions. The implementation of work thesis was supported by multimodal computer application for engineering works and 3D modelling – CATIA5.

Robert MAŃKOWSKI, Koło Naukowe Analizy Ruchu przy Zakładzie Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach

WPŁYW WIBRACJI PUNKTOWEJ NA PRECYZJĘ I SZYBKOŚĆ WYKONYWANEGO ZADANIA MANUALNEGO

Streszczenie Celem pracy było określenie wpływu zakłócenia mechanicznego, w postaci przyłożonej punktowo wibracji, na jakość wykonywanego, precyzyjnie, zadania manualnego. Wibracja punktowa zaaplikowana była bilateralnie w okolicy mięśni karku. Badani wykonywali określone zadanie dwukrotnie z przerwą pomiędzy. Osoby z grupy kontrolnej wykonywali te same czynności, lecz bez wibracji. Wnioski: Zanotowano nieistotną statystycznie różnicę w czasie wykonania zadania, który był dłuższy w grupie z wibracją. To samo odnosi się do ilości i średniego czasu błędów popełnionych podczas zadania, gdzie wartości gorsze osiągały osoby z grupy z aplikowaną wibracją.

1. WSTĘP

Tempo rozładowywania wrzecion mięśniowych dostarcza precyzyjne sygnały informujące o stanie długości mięśni. Wibracja mięśnia lub jego ścięgna indukuje wzrost aferentnego rozładowywania wrzecion, które już nie reprezentuje faktycznej długości mięśni, jednakże ta zwiększona, proprioceptywna impulsacja jest interpretowana w centralnym układzie nerwowym jako wydłużanie mięśnia [1]. W ostatnich czasach wzrosło zainteresowanie wpływem i efektami aplikowania wibracji na mięśniach szyi. Mechaniczna wibracja mięśni szyi zaczęła być używana dla poprawy diagnostycznej wrażliwości u pacjentów mających zaburzenia układu westybularnego [5]. Poprzez zastosowanie stymulacji mięśni szyi wibracją podczas stania, zaobserwowano zmiany czuciowe z szyjnego organu proprioceptywnego powodujące zaburzenia czucia pozycji głowy, zmiany pola widzenia i zaburzenia w postawie ciała [8]. Podczas stosowania wibracji mięśni szyi, badani zgłaszali doznania złudzeń ruchów całego ciała do przodu [4]. Badania nad działaniem wibracji obejmują duży obszar w jednostkach chorobowych i w zaburzeniach neurologicznych . Przykładem może być tutaj zespół pomijania stronnego *(ang. Spatial neglect)*. Badacze stosowali wibrację w tym zaburzeniu poudarowym, aplikując ją jednostronnie na mięśniach szyi. W rezultacie zastosowanie wibracji mięśni szyi znacznie zredukowało objawy pomijania stronnego bez używania innych metod terapeutycznych stosowanych w tym rodzaju dysfunkcji neurologicznej. Wywnioskowano również, iż regularne łączenie wibracji mięśni szyi ze specjalnymi metodami terapeutycznymi może skutkować zaskakująco lepszymi efektami, niż podczas zwykłej terapii. Bardzo interesujące jest również działanie wibracji w sposób relaksacyjny [3],[7]. Zastanawiające jest jednak, czy wibracja aplikowana na mięśniach szyi zakłóca precyzję ruchów, pomimo pożądanego działania relaksacyjnego.

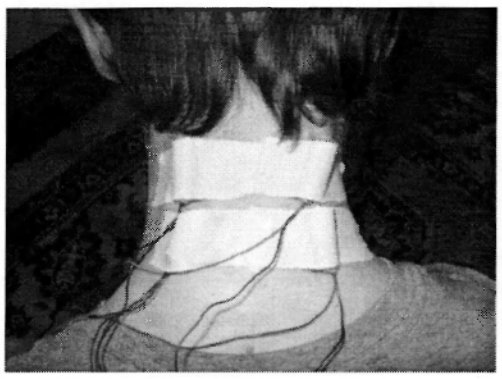
1. CEL, PYTANIA, HIPOTEZY ROBOCZE

Czy zastosowana stymulacja wibracyjna wpłynie na jakość wykonywanego zadania manualnego i wywoła odczucia powibracyjne?
Zgodnie z przyjętym pytaniem badawczym postawiono następujące hipotezy robocze:

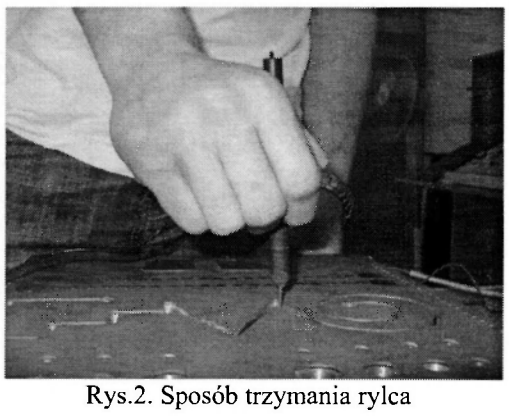
- Czy aplikowana wibracja na mięśniach szyi pogorszy jakość wykonywanego zadania manualnego.
- Czy osoby z grupy z aplikowaną wibracją osiągną gorsze wyniki, niż badani z grupy kontrolnej.
- Czy zadane zakłócenie na mięśniach szyi spowoduje negatywne reakcje powibracyjne.

2. MATERIAŁ I METODY

W badaniach brało udział 26 studentów Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach i nie skarżących się na dolegliwości związane z narządem ruchu. Osoby zostały przydzielone losowo do dwóch równolicznych grup tj. grupy z wibracją i grypy kontrolnej, bez zastosowanej wibracji. Przed przystąpieniem do próby, badani zostali poinformowani o istocie pomiaru i zapewnieni o tym, że nie zostaną użyte w stosunku do nich elementy badania, o których nie zostali poinformowani. Do badań zastosowano urządzenia własnej konstrukcji wykorzystanych w poprzednim projekcie [6]. Jako ciała drgającego użyto silnika na prąd stały z umieszczonym poza osiowo ciężarkiem. Skonstruowane urządzenie charakteryzowało się częstotliwością 100 ± 15 Hz. Cały silnik wraz z okablowaniem został umieszczony w plastikowej tubie, która od wewnątrz została zalana klejem epoksydowym. Użycie wypełniacza w postaci kleju dało pewność, że drgania będą przenoszone na całą konstrukcję [6]. Urządzenia w ilości czterech mocowano na szyi za pomocą plastra, jak zostało przedstawione na załączonej fotografii (Rys. 1).



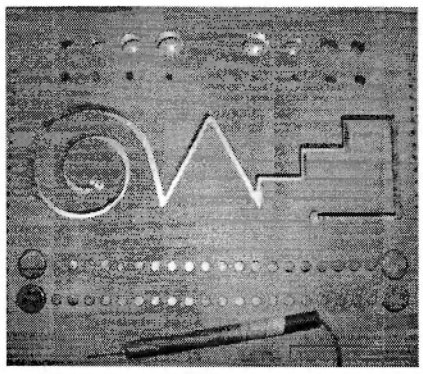
Rys.1. Umiejscowienie urządzeń



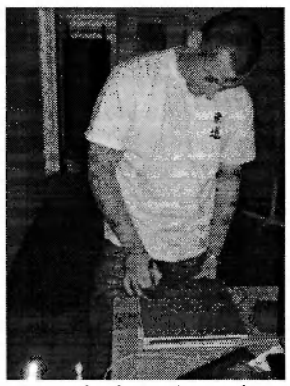
Rys.2. Sposób trzymania rylca

Badani wykonywali test za pomocą Wiedeńskiego Systemu Testów, używając testu sprawności motorycznej Schoppe & Hamster. Test wykonywany był w pozycji stojącej (Rys. 4) i polegał na jak najbardziej precyzyjnym przeprowadzeniu rylca, trzymanego pionowo, przez określoną drogę (Rys. 2 i 3). Otrzymane wyniki dotyczyły czasy wykonanego zadania, ilości popełnionych błędów, średniego czasu trwania błędu (w tym wypadku czasu kontaktu rylca ze ścianą drogi) i subiektywnych odczuć badanych po wyłączeniu wibracji. Osoby z

grupy z aplikowaną wibracją wykonywały zadanie manualne z włączoną wibracją, następnie po 10-minutowej przerwie (z włączoną wibracją) osoby wykonywały zadanie ponownie.



Rys.3. Wygląd drogi do przejścia i rylca



Rys.4. Pozycja do wykonania zadania

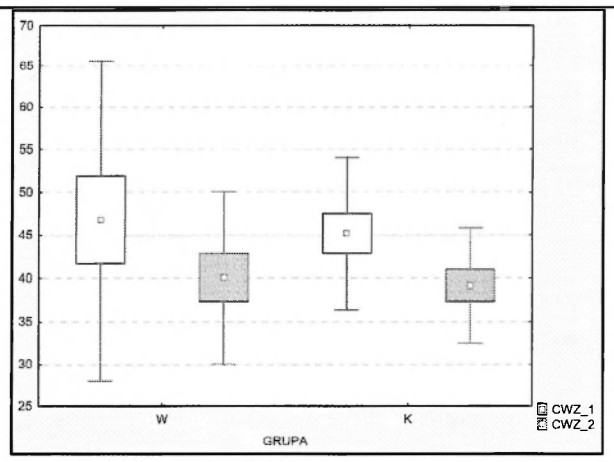
Po wyłączeniu wibracji, osoby te były pytane o odczucia jakie doznali po stymulacji. Do oceny została utworzona skala odczuć powibracyjnych. Grupa kontrolna wykonywała zadanie również dwukrotnie, lecz bez wibracji i z krótszą przerwą pomiędzy. Do oceny odczuć powibracyjnych zastosowano własną, 5-punktową skalę (Tabela 1) i po subiektywnej opinii badanego dopasowywano odpowiedź do opisu w skali. Nie przedstawiano skali badanym, aby uniknąć sugerowania odczuć. Do obróbki statystycznej posłużono się pakietem Statistica. Do sprawdzenia istotności statystycznej posłużono się testem nieparametrycznym U-Manna-Whitenya.

Tabela 1

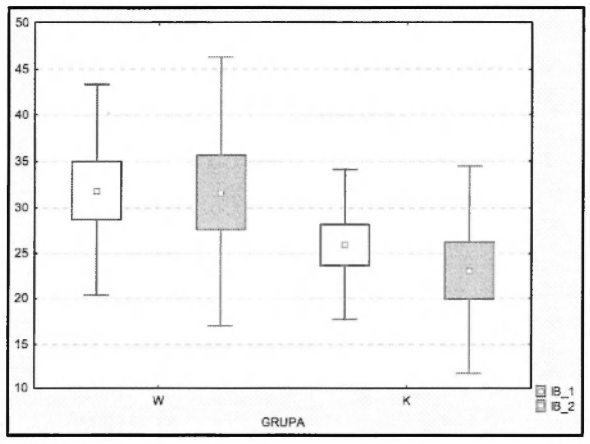
1	bez żadnych odczuć
2	delikatne odczucie powibracyjne, bez efektów relaksacyjnych
3	delikatne odczucie powibracyjne, z wrażeniem przesunięcia głowy
4	delikatne odczucie powibracyjne, z efektem relaksacyjnym
5	negatywne odczucie

3. WYNIKI

Wyniki otrzymanych badań nie wykazały istotnych różnic statystycznych. Zauważono jednak zauważalne tendencje. Czas wykonywania obu prób w grupie z aplikowaną wibracją był dłuższy niż w grupie kontrolnej. Próba 1 (46,79±18,78 vs. 45,23±8,81)i próba 2(40,08±10,01 vs. 39,16±6,67) (Rys. 5).



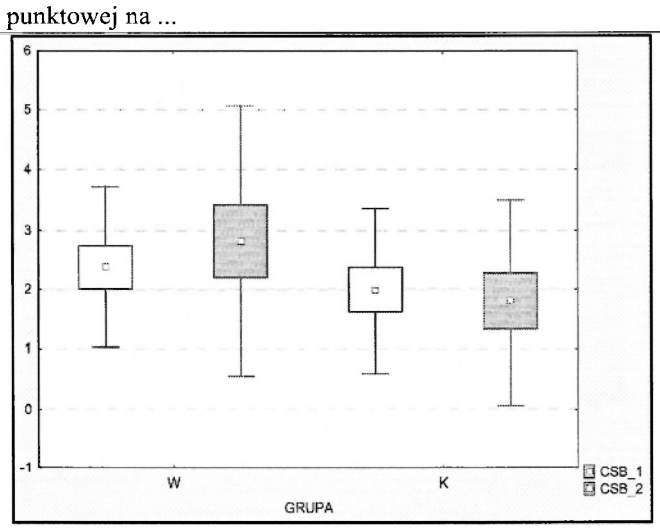
Rys. 5. Wykres pokazujący różnicę w czasie wykonywanego zadania



Rys. 6. Ilość popełnionych błędów

W przypadku ilości popełnionych błędów, w grupie z aplikowaną wibracją zauważalna była większa ich ilość podczas dwukrotnie wykonanych prób. Próba 1 (31,85±11,5 vs. 25,92±8,22) i próba 2 (31,62±14,66 vs. 23,08±11,46) (Rys. 6)

Mierzono również średni czas trwania popełnianych błędów, gdzie przyjmował on wyższe wartości w grupie z aplikowaną wibracją. Próba 1 (2,38±1,35 vs. 1.98±1,38) i próba 2 (2,81±2,25 vs. 1,79±1,78) (Rys. 7).



Rys. 7. Wykres przedstawiający średni czas popełnianych błędów
w poszczególnych grupach i próbach.

Badani po zaprzestaniu badania oceniali swoje odczucia, które najczęściej pasowały do pozycji numer 3 w skali odczuć (2,8±1,2). Wynika z tego, iż badani odczuwali najczęściej delikatne odczucie powibracyjne z wrażeniem przesunięcia głowy.

1. WNIOSKI

- Nie zaobserwowano istotnie statystycznych różnic w parametrach pomiędzy dwoma próbami w grupie z wibracją
- Tendencyjnie, jakość wykonywanego zadania manualnego została pogorszona pod wpływem stosowanej wibracji, lecz nie było to istotne statystycznie.
- Aplikowane zakłócenie powodowało, w większości przypadków, wrażenie przesunięcia głowy, co można uznać za negatywne odczucie.

2. DYSKUSJA

Zastosowana na mięśniach szyi wibracja nie wywołała statystycznie istotnych różnic, lecz zaobserwowane tendencje mogą świadczyć o pogorszeniu jakości wykonywanego zadania manualnego o wysokiej precyzji. Badania zostały wykonane z zamysłem sprawdzenia czy zastosowania czynnika wibracyjnego, jako metody relaksacji w przypadku pewnych grup zawodowych, wpłynie negatywnie na jakość pracy. Według literatury, wibracja stosowana w pewnych jednostkach chorobowych [2], a w szczególności neurologicznych sprawdza się i jest dobrym sposobem treningu neuromięśniowego dzięki działającemu bodźcowi zakłócającemu. Jednakże w przypadku grupy zawodowej lekarzy chirurgów, którzy spędzają długie godziny przy stole operacyjnym w statycznej pozycji stojącej, wykonując tylko ruchy manualne rękami, efekt relaksacyjny wibracji mógłby przynieść dużo korzyści odnośnie mięśni szyi. Jednak w wyniku powyższych badań i na podstawie literatury, zastosowanie wibracji o danej częstotliwości mogłoby być niekorzystne. Związane jest to ze wspomnianymi wcześniej objawami i zaburzeniami stabilności [5]. W kolejnych badaniach planowane jest sprawdzenie wpływu wibracji o niższej częstotliwości, co może wywołać inne, być może pożądane efekty[5].

LITERATURA

[1] Biguer B, Donaldson IM, Hein *A*, Jeannerod M: Vibration of neck muscles changes the apparent position of a visual target.C R Acad Sci III], ISSN: 0764-4469, 1986; Vol. 303 (2), pp. 43-8
[2] Johannsen L, Ackermann H, Otto-Karnath H: Lasting amelioration of spatial neglect by treatment with neck muscle vibration even without concurrent training. J Rehabil Med 2003; 35: 249–253
[3] Johnson MD, Hensel CL, Matheson DW: Vibration effects on three measures of relaxation., Perceptual And Motor Skills [Percept Mot Skills], ISSN: 0031-5125, 1982 Jun; Vol. 54 (3 Pt 2), pp. 1071-6
[4] Kasai T; Yahagi S; Shimura K: Effect of vibration-induced postural illusion on anticipatory postural adjustment of voluntary arm movement in standing humans., Gait & Posture Feb2002, Vol. 15 Issue 1, p94
[5] Magnussona M, Anderssonb G, Gomezc S, Johanssond R, Mårtenssona A, Karlberga M, Franssona P.A.: Cervical muscle afferents play a dominant role over vestibular afferents during bilateral vibration of neck musclesJournal of Vestibular Research 16 (2006) 127–136
[6]Mańkowski R, Koźlik A: Wpływ wibracji punktowej na parametry stabilograficzne postawy stojącej. Materiały konferencyjne "Aktualne problemy biomechaniki", 2008; ISSN 1898-763X.
[7] Matheson DW, Edelson R, Hiatrides D, Newkirk J, Twinem K, Thurston S: Relaxation measured by EMG as a function of vibrotactile stimulation.,Biofeedback Self Regul, ISSN: 0363-3586, 1976 Sep; Vol. 1 (3), pp. 285-92;
[8] Ochi. A; Banno Y.; Kanai A; Morioka S, Rigakuryoho K: Influence of Residual Effects following Neck Vibration Stimuli on Displacement of Center of Gravity during Standing Movement. 2006, Vol. 21 Issue 4, p427

THE INFLUENCE OF THE VIBRATION ON PRECISION AND SPEED OF THE DONE MANUAL TASK

Summary. The aim of the research was to define an influence of the vibration on quality of the precisely done task. The vibration has been applied bilaterally in the area of the neck muscles. Participants have done the defined task twice with a break in between. Participants from the control group have done the same task twice, with the exception of the vibration and the break in between. Conclusion: the time of the task has been statistically not significant. The same fact has been noticed in the amount of mistakes made by the participants and the average of the time of the made mistakes during the task. In result, the participants from the group with the applied vibration achieved worse results than the persons from the control group.

Małgorzata MARCINKOWSKA, Kamila WYRODEK, Piotr ŻÓRAWSKI, Sylwia ŁAGAN, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

SZTUCZNA TRZUSTKA - STAN OBECNY I PROGNOZY

Streszczenie. Cukrzyca jest chorobą cywilizacyjną, spowodowaną nieprawidłowym funkcjonowaniem trzustki, dotykającą coraz większy procent społeczeństwa. Leczenie objawów tej groźnej choroby uzależnia pacjenta od regularnych pomiarów glukozy, zastrzyków insulinowych oraz ścisłej diety. Dlatego wiele ośrodków naukowych pracuje nad skutecznymi sposobami regulacji poziomu cukru we krwi. Szczególnie obiecujące wyniki dają tzw. sztuczne trzustki, czyli mechaniczne, biologiczne i biochemiczne obiekty, których głównym zadaniem jest zapewnienie pacjentowi przez długi czas lub na stałe odpowiedniej dawki insuliny. Dzięki trafnemu doborowi pomiaru poziomu glukozy i metod dozowania, które odgrywają ważną rolę w całym procesie leczenia, można ułatwić życie milionom ludzi.

1. WSTĘP

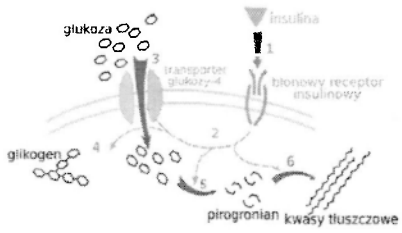
Na cukrzycę cierpi ok. 800 tys. Polaków, w Europie - 10 mln ludzi. W obliczu tych danych można dojść do wniosku, że jest to problem, którym warto się zainteresować. Wiele ośrodków na całym świecie pracuje nad metodami terapii i leczenia cukrzycy, które dawałyby lepsze rezultaty i były mniej uciążliwe niż tradycyjna insulinoterapia, która wymaga przestrzegania restrykcyjnej diety, częstych pomiarów poziomu cukru oraz samodzielnego wykonywania zastrzyków. Naukowcy szukają rozwiązania tego problemu na różne dostępne sposoby: biologiczne, biochemiczne oraz mechaniczne. Każda z metod posiada wady i zalety, dlatego istotne jest znalezienie rozwiązania, którego wady byłyby jak najmniejsze, a zaletą by było jak najmniejszy wpływ choroby na życie cukrzyka. Poniżej opisujemy opracowane dotychczas metody oraz staramy się ocenić ich skuteczność oraz perspektywy na przyszłość. Nazywamy je ogólnie sztucznymi trzustkami.

2. CUKRZYCA

2.1.Mechanizm regulowania cukru we krwi

Organem odpowiedzialnym za utrzymywanie odpowiedniego stężenia glukozy we krwi jest wątroba. Dorosły człowiek spożywa około 300g węglowodanów, które po rozłożeniu w przewodzie pokarmowym na cukry proste przedostają się do żyły wrotnej. Większość węglowodanów wchłanianych z przewodu pokarmowego stanowi glukoza, a reszta to fruktoza i galaktoza, które są w wątrobie przekształcane i odkładane do tkanek. Węglowodany pełnią funkcję transportową oraz wchodzą w skład DNA i RNA. U zdrowych osób dorosłych stężenie cukru we krwi nie zmienia się lub zmienia się nieznacznie w ciągu doby. Różne czynniki, jak na przykład nadmierny wysiłek, mogą spowodować wahania

poziomu cukru we krwi. Wydzielanie i wchłanianie cukrów przez wątrobę regulują hormony: insulina i glikogen (rys.1), które są produkowane przez wyspy Langerhansa będące częścią trzustki. Działanie tych hormonów może zostać zaburzone przez różne czynniki, powodujące cukrzycę.



Rys.1. Zasada działania insuliny

2.2 Typy cukrzycy i przebieg choroby

Cukrzyca jest chorobą ogólnoustrojową objawiającą się zaburzeniami przemian węglowodanów i tłuszczów. Chorobę tą wywołuje szereg różnych mechanizmów patogenetycznych., które wiodą początkowo do nietolerancji glukozy, następnie do hiperglikemii i cukromoczu. Może również występować hipoglikemia. Cukrzycę dzieli się na kilka typów: typ 1, typ 2, typ 3 oraz cukrzyca ciężarnych. Typ 1 spowodowany jest zaburzeniami w produkcji insuliny przez trzustkę. Wynikają one z autoagresji przeciwciał skierowanych na komórki beta wysp Langerhansa. Z tego powodu cukrzycę zalicza się do chorób autoimmunologicznych. Jej przebieg ma charakter postępujący, w części przypadków utajony. Typ 2 wywołuje zwiększona odporność organizmu na insulinę, w tym wypadku zazwyczaj powodem jest genetyka. Wyróżnia się postać skojarzoną z otyłością lub nie skojarzoną z otyłością. Typ 3 towarzyszy innym schorzeniom i tak jak cukrzyca ciężarnych ma przebieg podobny do typu 1. Typ 3 jest również uwarunkowany genetycznie. Może być powodowana przez zakażenie wirusowe.

2.3 Powikłania

Cukrzyca powoduje skrócenie życia chorego nawet do 20 lat. Zaprzestanie leczenia wiąże się z gwałtownym pogorszeniem stanu chorego. Do możliwych powikłań zalicza się: śpiączki cukrzycowe, powikłania układu sercowo-naczyniowego, nerwowego, wydalniczego i innych narządów, a także niedokrwienie kończyn, często prowadzące do amputacji, problemy z układem pokarmowym i rozrodczym (u mężczyzn) mogą być spowodowane cukrzycą. Choroba może również wpływać na nasilenie się objawów innych schorzeń.

2.4. Leczenie konwencjonalne

Nie ma możliwości całkowitego wyleczenia cukrzycy. Obecnie jedyną metodą leczenie tej choroby jest stosowanie insulinoterapii. Wymaga ona ciągłego monitorowania stężenia glukozy we krwi. Kilka razy dziennie o różnych porach wymagane jest pobieranie śladowych ilości krwi w celu zmierzenia stężenie cukru. Stosuje się do tego paski zmieniające kolor zależnie od stężenia oraz glukometry. Zależnie od typu cukrzycy, z różną częstotliwością należy podawać odpowiednie dawki insuliny. Zastrzyki są mało bolesne, ale wymagają stałej kontroli, często zupełnej zmiany stylu życia i czasami zmuszają pacjenta do wstawania w nocy. Dieta jest restrykcyjna i trudna do utrzymania, szczególnie u dzieci i młodzieży. Istnieją również pompy insulinowe, które nie wymagają dodatkowych zastrzyków, ale nie posiadają funkcji monitorowania stężenia cukru we krwi. Ominięcie nawet jednej dawki insuliny może spowodować poważne powikłania, a nawet śmierć.

3. SZTUCZNA TRZUSTKA

Współczesna nauka dąży do znalezienia skutecznej metody leczenia cukrzycy, która by podniosła również komfort życia pacjenta i nie wymagałaby od niego tak częstej samokontroli. Różne ośrodki naukowe pracują nad obiektem, który dokonywałby pomiarów i dozował odpowiednie dawki insuliny. Metody te opisano poniżej.

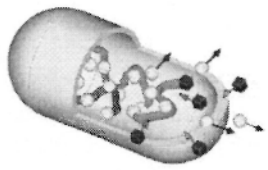
3.1. Metody biologiczne

Istnieją cztery metody biologicznego zastępowania trzustki. Pierwsza z nich to transplantacja trzustki. Oprócz typowych problemów transplantologicznych takich, jak trudność pozyskania organów i konieczność stałej immunosupresji, dochodzi bardzo duży stopień skomplikowania operacji oraz nietypowo wysokie ryzyko odrzutu.

Pracuje się również nad przeszczepieniem jedynie wyizolowanych komórek wysp Langerhansa, ale jest to metoda trudna do zastosowania w warunkach ambulatoryjnych. Jej skuteczność zależy między innymi od jakości i czystości izolowanych komórek. Próbuje się także modyfikować genetycznie komórki wątroby i transplantować je do ciała chorego tak aby zastępowały funkcje wysp Langerhansa. Jest to na razie metoda badawcza. Ostatnią z dotychczas opracowanych metod biologicznych jest tzw. hybrydowa trzustka. Metoda ta polega na wszczepieniu do otrzewnej, śledziony lub wątroby wyizolowanych komórek wysp Langerhansa wcześniej opłaszczonych żelową powłoką, która stanowi fizyczną barierę dla przeciwciał biorcy ale zapewnia transport substancji odżywczych i insuliny. Żadna z tych metod nie jest stosowana poza badaniami klinicznymi.

3.2 Metody biochemiczne

Istnieją trzy metody biochemiczne leczenia cukrzycy. Pierwsza z nich to kapsułka zawierająca wewnątrz związek konkawaliny z insuliną. Gdy stężenie glukozy we krwi wzrasta przenika ona przez membranę do wnętrza kapsułki (rys.2). Wewnątrz kapsułki wypiera z wiązania insulinę, tworząc związek z konkawaliną a uwolniona insulina przenika do ciała pacjenta regulując poziom cukru we krwi. Kolejnym z przykładów jest membrana, które w swojej strukturze zawiera enzym reagujący z glukozą. W wyniku tej reakcji zostaje zwiększona lub zmniejszona przepuszczalność membrany, co z kolei blokuje lub pozwala insulinie dyfundować. Bada się również możliwość podania doustnie insuliny w formie kapsułki, która przetrwa niebezpieczne dla insuliny górne odcinki układu pokarmowego i żołądek o kwaśnym pH i uwalnia ją w środowisku zasadowym w dwunastnicy.



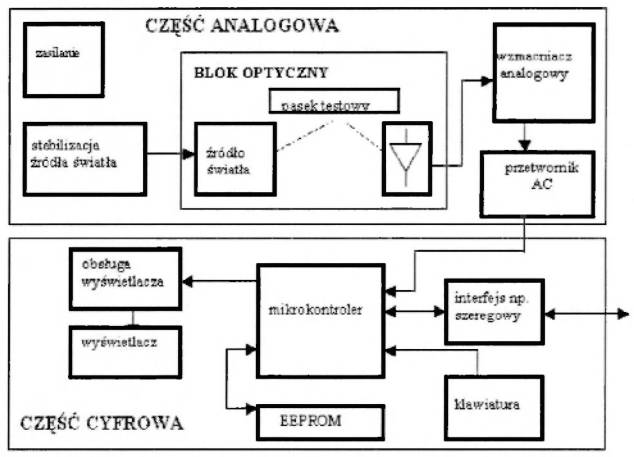
Rys.2. Przykład biochemicznego dozownika insuliny, wszczepianego do jamy otrzewnowej

Czynny udział w opracowaniu metody kapsułkowej brali naukowcy z Uniwersytetu Medycznego w Łodzi, którzy ulepszali ta metodę o możliwość umieszczenia w kapsułkach innych komórek, np. regulujących poziom wapnia we krwi. Wyżej wymienione metody posiadają jedną istotną wadę, a mianowicie – istnieje możliwość pęknięcia membrany lub otoczki która powoduje gwałtowne uwolnienie substancji w niej zawartych, co może skutkować śmiercią pacjenta. Bezpieczniejszą metoda regulacji wydzielania insuliny z

kapsułek jest załączanie i wyłączanie pola elektrycznego poprzez przyłożenie prądu o bardzo małym natężeniu do skóry pacjenta, co reguluje wydzielanie insuliny przez kapsułki.

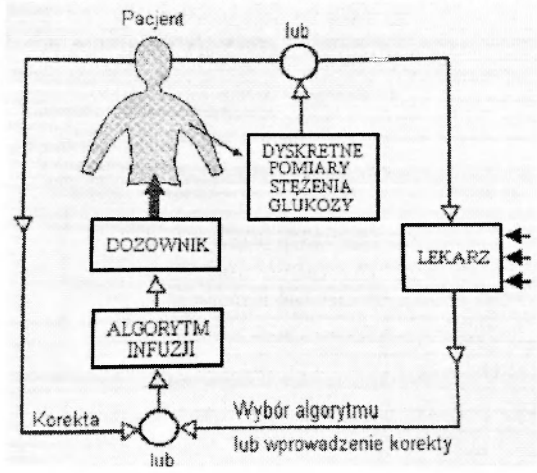
3.3. Metody mechaniczne

Jednym z ważniejszych elementów tych metod jest znalezienie odpowiedniego sposobu pomiaru poziomu glukozy. Istnieją metody: kolorymetryczna (rys.3) – pod wpływem naniesienia na pasek roztworu zawierającego glukozę następuje szereg katalizowanych reakcji, które powoduję zmianę barwy paska. Im większe stężenie tym większe odbarwienie. Metoda amperometryczna – czujnik mierzy natężenie prądu wywołanego reakcją elektrochemiczną zachodzącą na elektrodzie pod wpływem glukozy. Kolejną metodą jest metoda jonoforezy – pozaustrojowy pomiar, polegający na przyłożeniu do skóry nad nadgarstkiem dwóch elektrod, między którymi przepływają prądy o bardzo niskich natężeniach. Zmiana natężenia jest przetwarzana na informacje o aktualnym poziomie cukru. Metoda elektrosonoforezy – za pomocą ultradźwięków o małej mocy i częstotliwości odbywa się transport cząsteczek glukozy przez skórę. Przykłada się komorę próżniową, w której dzięki naddźwiękom pojawia się roztwór glukozy, którego stężenie można zmierzyć. Bada się również metody pomiaru przez spektroskopię podczerwieni, impedancji fal radiowych i skręcania płaszczyzny polaryzacji światła.



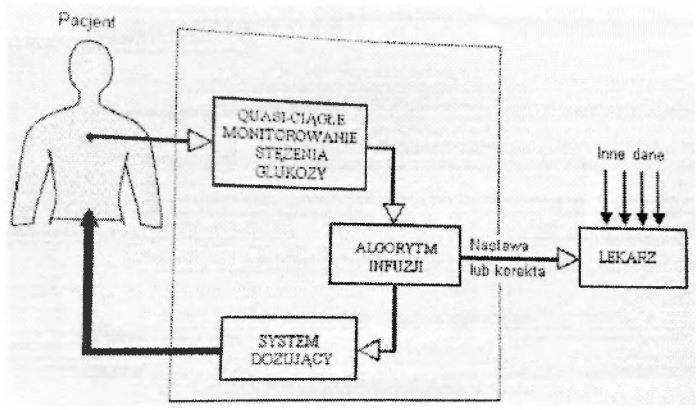
Rys.3. Ideowy schemat blokowy glukometru kolorymetrycznego [5]

Najważniejszym podziałem w rozwiązaniach mechanicznych jest podział na układy z otwartą pętlą sprzężenia zwrotnego (rys.4) i z zamkniętą pętlą sprzężenia zwrotnego (rys.5). W układach z otwartą pętlą sprzężenia zwrotnego o ilości potrzebnej insuliny decyduje pacjent bądź lekarz na podstawie pomiaru poziomu glukozy. Taki układ składa się z dwóch elementów: glukometru i pompy insulinowej. Glukometry służą do samodzielnego pomiaru glukozy w domu. Metoda ta wymaga od pacjenta pełnej dyscypliny w różnych aspektach życia jak np. przestrzeganie odpowiedniej diety, dawkowanie wysiłku fizycznego oraz regularny pomiar stężenia cukru we krwi. Drugi element układu to pompa insulinowa. Służy ona do podawania insuliny pacjentowi wg ścisłego opracowanego indywidualnie dla pacjenta programu. Pompa taka musi posiadać kilka niezwykle ważnych cech, są nimi: wysoki stopień bezpieczeństwa wlewu czyli zatykanie cewnika, duża dokładność działania, łatwy sposób programowania i duża dokładność wykonywania programu. Najczęściej stosuje się tzw. pompy noszone czyli pompy zewnętrzne realizujące wlew przez kaniulę. Pompę taką można również zaimplantować wtedy insulina jest podawana dootrzewnowo.



Rys.4. układy z otwartą pętlą sprzężenia zwrotnego [1]

Układy z zamkniętą pętlą sprzężenia zwrotnego nie wymagają od pacjenta ani lekarza ciągłego kontrolowania stężenia glukozy, ani dobierania dawek.



Rys.5. Układy z zamkniętą pętlą sprzężenia zwrotnego [1]

Naukowcom z uniwersytetu w Cambridge udało się stworzyć urządzenie, które pozwala jednocześnie monitorować i automatycznie pompować odpowiednią ilość insuliny do krwioobiegu w ciągu nocy. Urządzenie było testowane na ograniczonej grupie dzieci i nastolatków między 5 i 18 rokiem życia, chorujących na typ 1 cukrzycy. Osoby te były monitorowane przez prawie dwa miesiące żeby ustalić sprawność działania wszczepionego systemu. Sztuczna trzustka sprawuje się dobrze zarówno w przypadku zjedzenia przez chorego obfitego posiłku przed snem, jak i po wzmożonej aktywności fizycznej, utrzymując odpowiedni poziom cukru we krwi i zmniejszając czas trwania hipoglikemii lub hiperglikemii w organizmie pacjenta. Udało się więc dzięki temu urządzeniu ustabilizować działanie insuliny i glikogenu w organizmie człowieka. Na stałe podłączony czujnik, obecnie zwykle inwazyjny, mierzy na bieżąco stężenie glukozy we krwi, następnie jednostka sterująca wykonuje obliczenia, na podstawie których dawkowana jest insulina. Informacje przesyłane są do pomp infuzyjnych, które wpompowywują odpowiednią ilość hormonów (insuliny lub dekstrozy). Metody te mają kilka wad. Najważniejszą z nich jest to, że aktualnie nie została opracowana i wprowadzona do badań klinicznych metoda przenośna. Czyli zastosowanie

metody z zamkniętym sprzężeniem zwrotnym obecnie zmusza pacjenta do pozostania w szpitalu. Drugą istotną wadą jest stała utrata krwi przez pacjenta z powodu inwazyjności metody pomiarowej. Z powyższych powodów aktualnie stosuje się te metody jedynie w celach badawczych.

LITERATURA

[1] Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna – Tom 3 „SZTUCZNE NARZĄDY" pod red. Macieja Nałęcza, PAN 2001,
[2] http://www.reuters.com/article/idUSTRE63D47V20100414,
[3]http://www.foodconsumer.org/newsite/Non-food/Drug/artificial_pancreas_aids_type_1_diabetes_patient_0702100209.html
[4] http://mediweb.pl/diseases/wyswietl.php?id=502
[5] http://zam.pwr.wroc.pl

ARTIFICIAL PANCREAS – PRESENT AND PREDICTION

Summary. Diabetes is a lifestyle disease, caused by abnormal funcionality of pancreas, which afflict more and more people every year. Treatment of this dangerous diseases makes patients dependant on regular glucose measurement , insulin injections and strict diet. Because of that many research facilities is trying to develope an effective way of bllod sugar regulation. Particulary propitious are so called "artifficial pancreases". They are bilogical, biochemical and mechanical objects, which are suppoused to stabilise blood sugar concetration for longest possible period, ultimately for life. Thanks to apposite selection of glucose measurment and posology methods, which have main role in treatment, life of millions of people can be facilitated.

Dorota MARSZALIK, Międzywydziałowa Szkoła Inżynierii Biomedycznej, Akademia Górniczo-Hutnicza, Kraków
Marek IWANIEC, Katedra Automatyzacji Procesów, Akademia Górniczo-Hutnicza, Kraków

KINEMATYKA SŁYSZENIA – UCHO ŚRODKOWE

Streszczenie. Artykuł ten jest poświęcony analizie kinematycznej błony bębenkowej oraz mechanizmu kosteczek słuchowych, który jest odpowiedzialny za przenoszenie drgań z ucha zewnętrznego do ucha wewnętrznego. Błonę bębenkową przedstawiono jako układ ciągły, a do analizy jej drgań wykorzystano metodę elementów skończonych. Układ kosteczek słuchowych przedstawiono jako dyskretny model trójczłonowego mechanizmu płaskiego. Wyznaczono prędkości oraz przyspieszenia istotnych punktów mechanizmu. Zbadano wpływ długości kosteczek słuchowych na działanie mechanizmu.

1. WSTĘP

Percepcja dźwięku jest skomplikowanym procesem, którego kolejne etapy zachodzą w różnych częściach narządu słuchu. Pochodzące z otoczenia fale akustyczne są wychwytywane przez ucho zewnętrzne, a następnie przy użyciu umieszczonego w uchu środkowym mechanizmu kosteczek słuchowych oraz wypełnionego płynem ucha wewnętrznego zamieniane na wędrujące, za pośrednictwem neuronów, do mózgu impulsy elektryczne. Mechanizm kosteczek słuchowych stanowi przekładnie mechaniczną zamieniającą drgania powietrza na ruch cieczy wypełniającej ucho środkowe.

Do opisu zjawisk zachodzących w narządzie słuchu tworzy się jego modele. Ucho środkowe jest często przedstawiane jako model wykonany metodą elementów skończonych (MES). W artykule tym opisano model hybrydowy ucha środkowego. Błona bębenkowa została przedstawiona jako model ciągły wykonany metodą elementów skończonych, natomiast układ kosteczek słuchowych jako dyskretny model trójczłonowego mechanizmu płaskiego. Przeprowadzono analizę kinematyczną mechanizmu oraz zbadano, jak jego parametry geometryczne wpływają na przenoszenie drgań przez ucho środkowe.

2. BUDOWA I DZIAŁANIE NARZĄDU SŁUCHU

Narząd słuchu składa się z ucha zewnętrznego, środkowego oraz wewnętrznego. Częściami ucha zewnętrznego są małżowina uszna oraz przewód słuchowy. Zadaniem małżowiny jest odbieranie fal akustycznych z otoczenia i kierowanie ich do przewodu słuchowego, który jest zakończony bębenkową. Błona bębenkowa jest cienką przegrodą oddzielającą ucho zewnętrzne od ucha środkowego. Ma kształt nieregularnej elipsy, której grubość zwiększa się ku obwodowi [1 – 2].

Znajdujące się w przewodzie słuchowym powietrze przewodzi fale akustyczne, które pobudzają do drgań błonę bębenkową, a ta dzięki połączeniu z rękojeścią młoteczka wprawia w ruch układ złożony trzech, znajdujących się w jamie bębenkowej, kosteczek słuchowych: młoteczka, kowadełka oraz strzemiączka. Drgania błony bębenkowej są w ten sposób zamieniane na drgania podstawy strzemiączka, które powodują ruch przychłonki wypełniającej przedsionek. Ruch ten sprawia, że zostają pobudzone, znajdujące się w uchu wewnętrznym, komórki zmysłowe włoskowate. Dalej następuje zamiana sygnału na sygnał elektryczny, który za pośrednictwem neuronów jest przekazywany do mózgu [3]

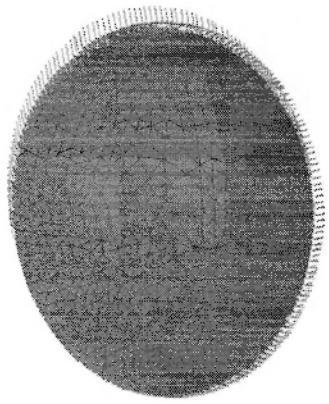
3. MODEL BŁONY BĘBENOWEJ

Błona bębenkowa najczęściej jest przedstawiana jako stożek [4 – 6]. W artykule tym opisano model błony przedstawionej jako wycinek sfery ograniczony okręgiem o średnicy 10 mm (średnica błony [1]). Jej obszar podzielono na połączoną z młoteczkiem część wiotką oraz część napiętą. Grubości, gęstości oraz moduły Younga tych obszarów przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Parametry modelu błony bębenkowej [4, 5, 7]

Parametry	Część napięta błony	Część wiotka błony
Grubość [mm]	0,15	0,09
Gęstość [kg/m^3]	1.2×10^3	1.2×10^3
Moduł Younga [N/m^2]	$2{,}0 \times 10^7$	$1{,}0 \times 10^7$

Model błony bębenkowej przedstawiono na rysunku 1. Część wiotką zaznaczono kolorem czerwonym, natomiast część napiętą kolorem granatowym.



Rys. 1. Model MES błony bębenkowej

Błona bębenkowa jest połączona z młoteczkiem, a więc masa układ kosteczek słuchowych wpływa na jej drgania. W modelu masę tę uwzględniono jako masę zredukowana obliczoną ze wzoru 1.

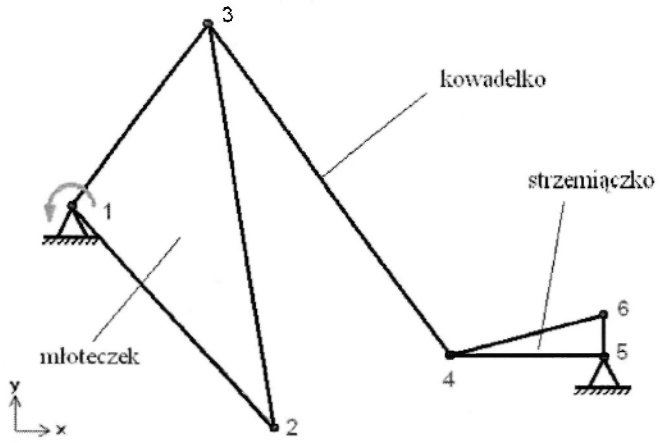
(1)

Gdzie:
m_z, v_z – masa zredukowana oraz prędkość punktu, w którym przyłożono masę zredukowaną,
m_1, m_2, m_3 – masy młoteczka, kowadełka i strzemiączka,
v_1, v_2, v_3 – prędkości liniowe punktów będących środkami mas młoteczka, kowadełka i strzemiączka.

Wyznaczono pierwsze 40 postaci drgań dla modelu uwzględniającego masę kosteczek słuchowych oraz dla modelu nie uwzględniającego ich masy. Umieszczenie zredukowanej masy kosteczek słuchowych spowodowało, że otrzymane częstotliwości drgań były mniejsze od tych jakie otrzymano w przypadku samej błony.

4. MODEL KOSTECZEK SŁUCHOWYCH

Model kosteczek słuchowych (rys. 2) zbudowano w oparciu o parametry geometryczne (długości, kąty itp.) zaczerpnięte z literatury [1, 4, 8]. Na rysunku zaznaczono punkty stacjonarne mechanizmu (1 – miejsce połączenia błony bębenkowej z kością przewodu słuchowego, 5 – oś obrotu podstawy strzemiączka) oraz punkty dla których obliczano przyspieszenia i prędkości (2 – dolny koniec rękojeści młoteczka, która jest połączona z błoną bębenkową, 3 – staw młoteczkowo-kowadełkowy, 4 – staw kowadełkowo strzemiączkowy, 6 – górny brzeg podstawy strzemiączka) [5] .

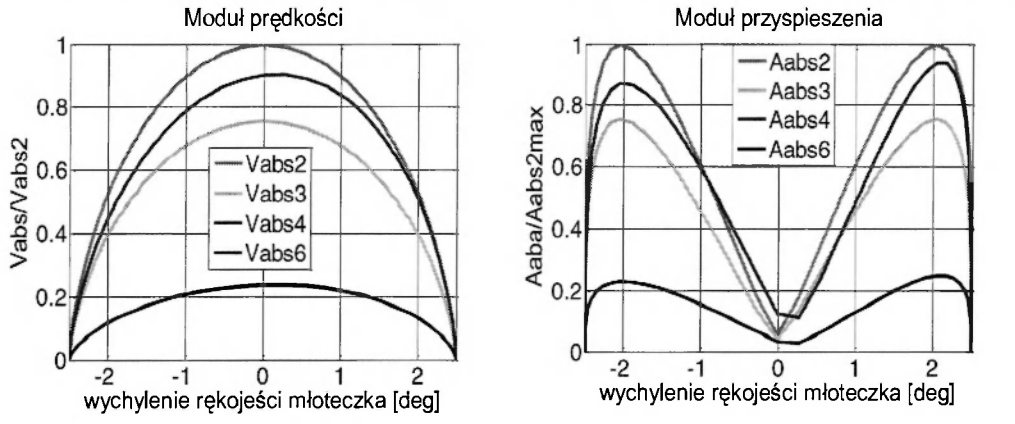


Rys. 3. Schemat mechanizmu kosteczek słuchowych

4.1. Analiza kinematyczna układu

Przeprowadzając analizę kinematyczną układu przyjęto następujące założenia: człon napędzający (młoteczek) obraca się wokół punktu 1 o 5 deg (wychylenie z położenia równowagi o -2,5 oraz 2,5 deg), wartość kąta obrotu młoteczka zmienia się sinusoidalnie (pół okresu sinusoidy), mechanizm wykonuje drgania harmoniczne.

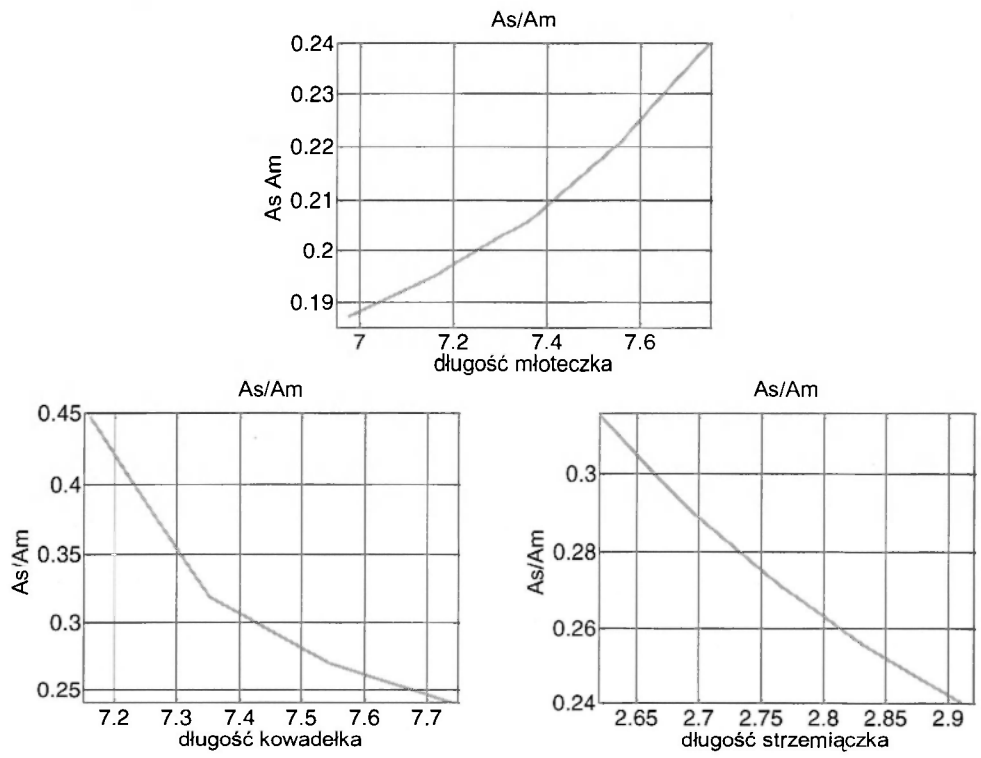
Na rysunku 4 przedstawiono wyniki analizy kinematycznej układu. Są to znormalizowane do największej wartości (odpowiednio maksymalnej prędkości oraz przyspieszenia krańca rękojeści młoteczka) wykresy zależności prędkości oraz przyspieszeń punktów 2, 3, 4 oraz 6 od kąta obrotu młoteczka względem punktu 1. Wykresy dla punktów będących częścią młoteczka (punkty 2 oraz 3) są symetryczne względem osi oznaczającej położenie równowagi (brak wychylenie błony i rękojeścią młoteczka). Dla wychylenia równego 0 punkty te mają maksymalne wartość prędkości oraz minimalne przyspieszenia. Dla punktów 4 oraz 6 maksimum prędkości oraz lokalne minimum przyspieszenia jest przesunięte w stronę dodatniego wychylenia. Maksymalne przyspieszenia wszystkie punkty uzyskują przy wychyleniu ± 2 deg. Dla maksymalnych wychyleń prędkości oraz przyspieszenia analizowanych punktów mają wartość 0, co wynika ze zmiany kierunku ruchu.



Rys. 4. Wykresy prędkości oraz przyspieszeń punktów 2, 3, 4 oraz 6

4.2. Wpływ wymiarów kosteczek słuchowych na funkcjonowanie mechanizmu

Zadaniem mechanizmu kosteczek słuchowych jest zamiana drgań błony bębenkowej na drgania podstawy strzemiączka. Wpływ na funkcjonowanie mechanizmu mają jego parametry geometryczne.



Rys. 5. Zależność stosunku amplitudy drgań podstawy strzemiączka do amplitudy drgań błony bębenkowej od długości kosteczek słuchowych

Na rysunku 5 przedstawiono jak skrócenie długości kosteczek słuchowych wpływa na stosunek amplitudy drgań strzemiączka (pkt. 6) do amplitudy drgań młoteczka i błony bębenkowej (pkt. 2).

Długości kosteczek zmniejszono o 10 % (młoteczek, strzemiączko) oraz o 7,5% (kowadełko – dla przyjętych parametrów geometrycznych mechanizmu zmniejszenie długości kowadełka o 10 % nie było możliwe). Jako wymiary wyjściowe przyjęto: długość młoteczka: L_m = 7,75 mm, długość kowadełka L_k = 7,74 mm oraz długość strzemiączka L_s = 2,91 mm. Pozostałe parametry mechanizmu nie zostały zmienione. Założono, że zmiana wymiarów kosteczek słuchowych nie ma wpływu na kąt pod jakim jest nachylony człon napędzający oraz na współrzędne punktów stacjonarnych (pkt. 1 i 5).

Zmniejszenie długości młoteczka spowodowało zmniejszenie stosunku As/Am, natomiast zmniejszenie długości kowadełka i strzemiączka przyniosło odwrotny efekt.

5. PODSUMOWANIE

Wykonywanie modeli ucha środkowego pozwala lepiej zrozumieć zachodzące w nim zjawiska. Z bardziej złożonych modeli, na ogół, można otrzymać dokładniejsze wyniki. ale kosztem większego nakładu pracy. Ważne jest, aby stworzony model był dostosowany do celów, do jakich będzie wykorzystywany i nie zawierał zbędnych elementów.

Błona bębenkowa została zamodelowana jako układ ciągły, ponieważ istotne są jej odkształcenia w trzech wymiarach.

Ruch kosteczek słuchowych jest w przybliżeniu ruchem płaskim, dlatego przedstawiono je jako mechanizm płaski. Zaproponowany dyskretny model kosteczek słuchowych umożliwia szybkie przewidywanie skutków zmian wymiarów kosteczek – ich wpływ na funkcjonowanie mechanizmu, czyli przenoszenie dźwięków z ucha zewnętrznego do ucha wewnętrznego.

Zrozumienie kinematyki ucha środkowego umożliwia tworzenie jego implantów, o własnościach mechanicznych zbliżonych do właściwości naturalnych kosteczek słuchowych.

LITERATURA

[1] Bochenek A., Reicherp M.: Anatomia człowieka. Tom 5. Warszawa: Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, 1989.

[2] Sylwanowicz W., Michajlik A., Ramotowski W.: Anatomia i fizjologia człowieka.: Warszawa: Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, 1980.

[3] Traczyk W.: Fizjologia człowieka w zarysie. Warszawa: Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, 1989.

[4] Zhao F., Koike T., Wang J., Sienz H., Meredith R.: Finite element analysis of the middle ear transfer functions and related pathologies. Medical Engineering & Physics, 2009 31: 907 – 916.

[5] Sun Q., Gan R., Chang K.-H., Dormer K., Computer-integrated finite element modeling of human middle ear. Biomechan Model Mechanobiol 1 (2002) 109 – 122 _ Springer-Verlag, 2002.

[6] Gan R., Reeves B.: Wang X., Modeling of Sound Transmission from Ear Canal to Cochlea. Annals of Biomedical Engineering. Vol. 35. 2007: s. 2180–2195.

[7] Liu Y., Li S., Sun X., Numerical analysis of ossicular chain lesion of human ea., Acta Mech Sin: (2009) 25:241–247.

[8] Masali M., Cremasco M.: Hoc alterum auditus organi ossiculum est: Ear Ossicles in Physical Anthropology. Human Evolution (2006) 21:1–17.

KINEMATIC OF HEARING – MIDDLE EAR

Summary: This article describes kinematic analysis of tympanic membrane and the ossicles mechanism, which is responsible for transferring vibrations from outer ear to inner ear. The tympanic membrane was presented as a continuous system and analyzed by means of FE method. The ossciles were described by discrete three elements planar model. Velocities and accelerations of key points of the mechanism were calculated. Furthermore, the influence of ossicles length on functioning of the mechanism was tested.

Karina NOWAK[1], Grzegorz SOBOTA[1], Grzegorz HAJDUK[2], Bogdan BACIK[1] , Damian KUSZ[2]
[1]Katedra Motoryczności Człowieka, Zakład Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki, Katowice
[2]Katedra i Klinika Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu Śląskiego Uniwersytetu Medycznego Katowice

WPŁYW ZMĘCZENIA NA WARTOŚĆ SYGNAŁU BIOELEKTRYCZNEGO W TEŚCIE MVC U PACJENTÓW Z GONARTROZĄ

Streszczenie. Celem pracy była ocena zmian amplitudy sygnału bioelektrycznego mięśnia czworogłowego uda, rejestrowanego podczas maksymalnego skurczu izometrycznego (*maximum voluntary contraction* – MVC) przed i po serii testów funkcjonalnych. Badaniu poddano 22 osoby zakwalifikowane do zabiegu endoplastyki stawu kolanowego. Zaobserwowano wzrost wartości amplitudy sygnału bioelektrycznego poszczególnych głów mięśnia czworogłowego podczas maksymalnego skurczu izometrycznego (MVC) po wykonanych testach funkcjonalnych. Mogłoby to świadczyć o zmęczeniu mięśnia i konieczności uwzględnienia tego efektu w procedurach normalizacji zapisu EMG oraz podczas interpretacji wyników lub modyfikacji metodyki prowadzonych testów funkcjonalnych.

1. WSTĘP

Wykonywana praca mięśniowa związana jest nierozłącznie ze zjawiskiem zmęczenia, którego mechanizm nie jest w pełni poznany [5]. Do oceny zmęczenia i obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego można wykorzystać parametry elektromiografii powierzchniowej, która jest nieinwazyjną metodą polegającą na rejestracji czynności elektrycznej mięśni [2]. Na pierwszy plan, w każdej definicji zmęczenia wysuwane jest zakłócenie równowagi podstawowych procesów życiowych (biochemicznych, fizjologicznych, psychicznych zachodzących pod wpływem wykonywanej pracy), które prowadzą do obniżenia zdolności do pracy [1]. Zachodzące pod wpływem zmęczenia mięśnia zmiany widoczne są w zapisie elektromiogramu poprzez zmianę wartości parametrów sygnału EMG. Proces ten powoduje wzrost amplitudy sygnału EMG oraz przesunięcie widma mocy w kierunku niskich częstotliwości, co uwidacznia się w zmianie wartości parametrów sygnału bioelektrycznego [3].

Powstające zmęczenie lokalne mięśni jest jednym z pojawiających się problemów podczas analizy sygnału bioelektrycznego, które może mieć wpływ na wyniki badań.

W pracy podjęto więc próbę oceny zmian amplitudy sygnału bioelektrycznego mięśnia *quadriceps femoris*, rejestrowanego podczas tzw. testu MVC (maksymalny wolicjonalny skurcz izometryczny, z ang. *maximum voluntary contraction*) przed i po serii standardowych testów funkcjonalnych oceniających stan pacjenta.

Postawiono następujące pytania badawcze:

1) Czy występują zmiany amplitudy sygnału bioelektrycznego mięśnia czworogłowego uda, rejestrowanego podczas testu MVC przed i po serii testów funkcjonalnych?
2) Czy zaobserwowane zmiany mogą wpłynąć na dalszą analizę i interpretację znormalizowanego sygnału bioelektrycznego?

2. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

Badania przeprowadzono w Katedrze i Klinice Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach. Ocenie klinicznej podlegały 22 osoby z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego zakwalifikowanych do zabiegu endoplastyki. Po wstępnej weryfikacji do dalszych badań przystąpiło 20 osób (tabela 1). Badania przeprowadzono przed zabiegiem operacyjnym. Za pomocą urządzenia MyoTrace400 (Noraxon, USA) rejestrowano sygnał bioelektryczny mięśnia *quadriceps femoris* podczas testu MVC wykonanego dwukrotnie: przed i po serii testów funkcjonalnych.

Tabela1. Charakterystyka grupy badawczej

PŁEĆ	N	WIEK [LATA]		WZROST [M]		MASA [KG]	
		ŚREDNIA	ODCH ST	ŚREDNIA	ODCH ST.	ŚREDNIA	ODCH ST.
K	13	67.4	6.33	1.61	0.079	85.8	13.20
M	7	68.8	7.52	1.69	0.092	89.7	15.55
RAZEM	20	67.8	6.54	1.63	0.091	87.0	13.64

Elektrody powierzchniowe umieszczono zgodnie z ogólnymi zaleceniami SENIAM, na prawej kończynie dolnej (RT) oraz lewej (LT) rejestrując sygnał z następujących mięśni: *rectus femoris* (RF), *vastus medialis* (VMO) i *vastus lateralis* (VLO). Sygnał bioelektryczny wykorzystywany jest do normalizacji amplitudy zapisu elektromiograficznego.

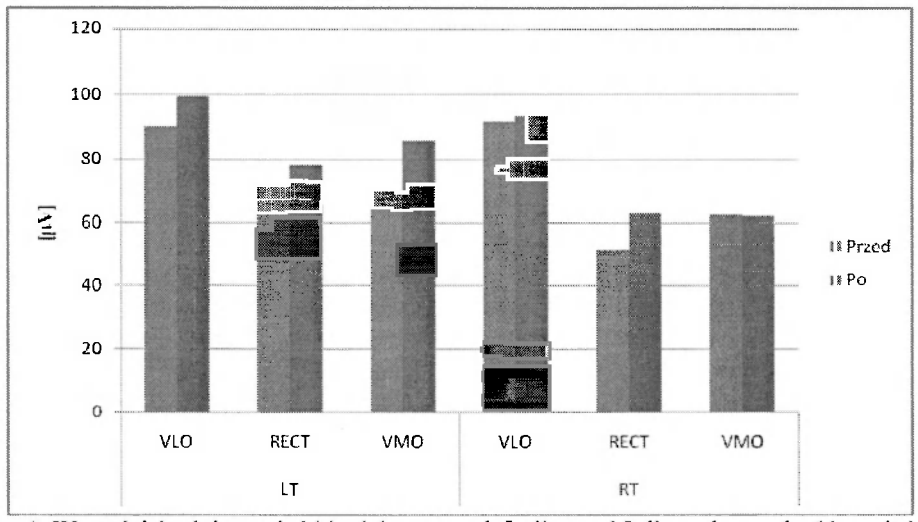
Testy funkcjonalne stanowiły czynności utylitarne, w których badano funkcje mięśni. Pacjenci wykonywali kolejno siadanie i wstawanie z krzesła, wchodzenie i schodzenie ze schodów, prostowanie i zginanie w stawie kolanowym oraz chód na bieżni z prędkością 1km/h. Czas trwania prób wynosił od 3 min. 40 sek. do 4 min. 50sek. Liczba prób danego testu wahała się od jednego do kilku powtórzeń (min. raz, max. trzy razy). Różnice podejmowanego wysiłku wynikały z stanu i zaangażowania pacjenta.

Próba maksymalnego dowolnego skurczu izometrycznego (MVC) trwała ok.7-8 sekund dla każdego badanego. Osoba badana przyjmowała pozycję siedzącą, zginając stawy biodrowe pod kątem 90 stopni tułów ustabilizowano o oparcie fotela. Następnie w płaszczyźnie strzałkowej w pozycji zgięciowej kolana do kąta 65 stopni pacjent próbował pokonać opór dźwigni zamocowanej sztywno do fotela podczas próby prostowania w stawie kolanowym. Dla każdego sygnału wyznaczono średnie maksymalne napięcie bioelektryczne w przedziale 1 sekundy z całego pomiaru metodą ruchomego okna, poddając go wcześniej prostowaniu dwupołówkowemu i wygładzaniu metodą RMS z oknem czasowym 0.1s.

Do oceny statystycznej różnic między badaniem pierwszym i drugim wykorzystano pakiet Statistica (licencja AWF Katowice).

3.WYNIKI BADAŃ

Wyznaczono parametry statystyki opisowej, a ze względu na brak rozkładu normalnego wykonano nieparametryczną statystykę testową dla pomiarów w układzie zależnym – test Wilocoxona.



Rys. 1. Wartości średnie napięć bioelektrycznych [mikrowolt] dla wybranych głów mięśnia czworogłowego RT i LT przed i po testach (VLO, RECT, VMO)

Tabela 2. Wyniki testu Wilocoxona porównania średnich napięć bioelektrycznych przed i po testach funkcjonalnych. Pogrubiono wyniki istotne na zakładanym poziomie p<0,05

	N WAŻNYCH	T	Z	POZIOM P
LT VLO1 & LT VLO2	**20**	**49.00**	**2.09**	**0.036**
LT RF 1 & LT RF2	20	74.00	1.15	0.247
LT VMO1 & LT VMO2	20	54.00	1.90	0.056
RT VLO1 & RT VLO2	19	67.00	1.12	0.259
RT RF1 & RT RF2	**19**	**39.00**	**2.02**	**0.042**
RT VMO1 & RT VMO2	19	64.00	1.24	0.212

4.DYSKUSJA

Poznanie procesów związanych z powstającym zmęczeniem mięśniowym przy zastosowaniu elektromiografii powierzchniowej w klinicznej ocenie chorych ma duże znaczenie. Umożliwia bezpośredni wgląd w pracę mięśnia, ułatwia pomiar jego czynności oraz pozwala na identyfikacje osłabionych mięśni [6]. Szereg prac podejmujących temat analizy i interpretacji sygnału bioelektrycznego świadczy o potrzebie standaryzacji metod testu MVC [3, 6, 7]. Nie ma bowiem ściśle określonego czasu, co do trwania skurczu izometrycznego, a jego zakres podczas prowadzonych badań waha się od 3 sekund do 8 sekund [6]. Narzucony czas trwania skurczu izometrycznego często nie uwzględnia indywidualnych cech badanych osób, może być zbyt krótki lub zbyt długi.

Wadą testu MVC jest brak pewności, iż osoba badana starała się rzeczywiście na 100% swoich aktualnych możliwości wykonać napięcie izometryczne.

Zaobserwowane zmiany wartość amplitudy po wykonanych próbach funkcjonalnych w stosunku do stanu przed testami, mogą świadczyć o zmęczeniu mięśnia. Sygnał bioelektryczny z testu MVC wykorzystywany jest do normalizacji amplitudy zapisu elektromiograficznego, zatem różnice mogłyby sięgać nawet kilkunastu procent nie ze względu na większą aktywność mięśnia, ale z powodu jego zmęczenia i zmiany charakterystyki amplitudowej.

5.WNIOSKI

Na podstawie analizy wyników sformułować można następujące wnioski:

1. Zachodzą zmiany amplitudy sygnału bioelektrycznego mięśnia czworogłowego uda rejestrowanego podczas testu MVC przed i po serii testów funkcjonalnych. Istotne statystycznie zmiany wykazują: głowa boczna po stronie lewej oraz prosty uda po stronie prawej. Zmiany te potwierdzają wpływ wykonywanych testów na zmęczenia obserwowanych mięśni.
2. Zaobserwowane zmiany mogą wpłynąć na dalszą analizę i interpretację znormalizowanego sygnału bioelektrycznego, zmieniając jego wartość nawet o kilkanaście procent (dla mięśnia prostego uda po stronie prawej w tej obserwacji o 22% w stosunku do stanu przed testami)
3. Zasadne jest kontrolowanie stopnia zmęczenia mięśnia szczególnie w trakcie dłuższych badań lub wymagających dużego wysiłku.

LITERATURA

[1] Bacik B., Staszkiewicz A.: Wpływ zmęczenia lokalnego na zdolność różnicowania ruchów. Zeszyty Metodyczno – Naukowe Nr, 5 1994 Katowice
[2] Hausmanowi-Petrusewicz I.: Elektromiografia kliniczna. Warszawa: PZWL, 1986
[3] Kartuzi P., Roman-Liu D.: Ocenia obciążenia i zmęczenia układu mięśniowo – szkieletowego z zastosowaniem elektromiografii. Bezpieczeństwo Pracy Nr 4, 2007
[4] Konrad P.: ABC EMG Praktyczne wprowadzenie do elektromiografii kinezjologicznej. Gliwice, 2007
[5] Traczyk Z.: Fizjologia człowieka z elementami fizjologii stosowanej i klinicznej. Warszawa: PZWL, 1990
[6] Vera-Gracia F.J, Moresie J.M., McGill S.M.: MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. Jurnal of Electromyography and Kinesiology Vol. 20 Issue 2010
[7] Wozniak T., Jakubowski J., Gajewski J.: Wykorzystanie sygnału EMG w procesie badania zmęczenia mięśni. Wychowanie fizyczne i Sport Suplement Nr1 Część 1, 2002

THE INFLUENCE OF THE FATIGUE ON BIOELECTRICAL SIGNAL VALUE IN MVC AT PATIENTS WITH GONARTHRITIS

Summary. The aim of this paper was the evaluation of the change of the bioelectrical signal amplitude of the *guadriceps femoris* muscle traffic recorded during the maximal voluntary isometric contraction (MVC test) before and after functional tests are conducted, which could influence the analysis and interpretation of the normalized bioelectrical signal. The research was conducted at the Orthopaedics and Musculoskeletal Traumatology Department at the, Silesian Medical University in Katowice. Twenty-two people with gonarthrosis underwent the clinical evaluation and were qualifited for the endoplastic surgery. The EMG was used register the tension of the *quadriceps femoris* muscle MyoTrace (Noraxon, USA). It has been observed, the amplitude value executed after the functional test increase statiscially with respect of the conducted. However, not all of the examinet *quadriceps femoris* muscle showed significant differences. It could prove the muscle's fatigue and the necesity of considering this effect in the normalization procedures of EMG as well as during the interpretation of the results all the modification of the methodology of the conduction functional tests.

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

OGRANICZENIE WYGINANIA PŁYTKI IPMC NA KIERUNKU PROSTOPADŁYM DO PŁASZCZYZNY ZGINANIA

Streszczenie. Jednym z problemów w sterowaniu płytką z IPMC jest jej wyginanie na kierunku prostopadłym do płaszczyzny zginania. W tym celu przeprowadzone zostały symulacje MESowe z różnymi typami użebrowania.

1. WSTĘP

Płytka z IPMC tzw. „sztuczny mięsień" ma bardzo ważną cechę, która daje nowe możliwości w projektowaniu urządzeń jako tzw. „inteligentnemu materiałowi". Potrafi przy stosunkowo niewielkim napięciu znacząco zmieniać kształt. Ta cecha stanowi jednocześnie duży problem w jej sterowaniu, ponieważ zginanie następuje jednocześnie w dwóch płaszczyznach.

Ponieważ długość płytki jest dużo większa niż jej szerokość zazwyczaj mówimy tylko o jednej płaszczyźnie zginania. Istnieje jednak niewielkie wygięcie na kierunku prostopadłym do głównej płaszczyzny zginania. Podczas projektowania mikromanipulatora zależy nam na poprawnym prowadzeniu jego końcówki, które stanowi uchwyt potencjalnego narzędzia. Dlatego też musimy umieć przeciwdziałać niepożądanym efektom lub je wcześniej przewidzieć.

Przeprowadzone symulacje pokazują zachowanie się płytki przy różnych typach użebrowania oraz wskazują najkorzystniejszą konfigurację.

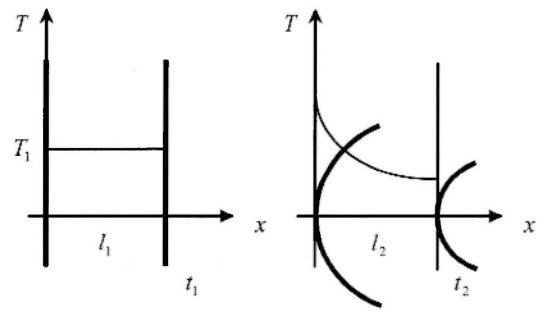
2. KOMPOZYT POLIELEKTROLITU I METALU IPMC (IONIC POLIMER – METAL COMPOSITE)

2.1. Budowa

Kompozycja polimerów przewodzących jonowo i metali występuje w wielu formach. Polimery ze względu na ich złożoną strukturę można zaprojektować wprowadzając w długie łańcuchy odpowiednie grupy funkcyjne, by nadać oczekiwane właściwości. Przewodzenie jonowe można uzyskać stosując bardzo popularny i łatwo dostępny Nafion 117. Jest sprzedawany w cienkich arkuszach i to on stanowi macierz kompozytu, który w swej znaczącej ilości determinuje właściwości materiałowe. Pocięty w wąskie paski i odpowiednio domieszkowany metalem (w pracy przyjęta została platyna) w postaci granulek oraz napylony na zewnętrznych powierzchniach - jako elektrody, wygląda jak cienka metalowa płytka. Na skutek dodania dejonizowanej wody polimer istotnie pęcznieje. Przewodzone w polu elektrycznym, w kierunku prostopadłym do elektrod, jony „pociągają" za sobą polarną wodę zwiększając lokalnie objętość nafionu. Dzięki temu następuje zmiana kształtu – zginanie się płytki.

2.2. Zginanie się płytki IPMC

Przepływ jonów aktywowany jest polem elektrycznym poprzez przyłożenie niewielkiego napięcia do dwóch równoległych płaszczyzn elektrod. Solwatowana przez jony woda przemieszcza się wraz z nim zmieniając lokalnie stężenie. Do zamodelowania zginania zazwyczaj używa się prostych modeli pęcznienia i z nich wyprowadza się przez analogię do rozszerzalności cieplnej współczynnik rozszerzalności na skutek zmiany stężenia składnika.



Rys. 1. Zginanie się płytki na skutek zmiany stężenia wody

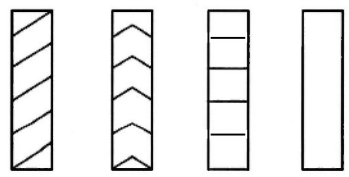
Do wykonywania symulacji jest to jednak spora przeszkoda, ponieważ narzucone w ten sposób więzy wymuszają przemieszczenia i odkształcenia ciała.

Samo zamodelowanie zginania [4] nie wymaga dodatkowych działań. Jednak gdy dość miękka płytka (E = 50 MPa) wchodzi w bezpośrednie działanie ze sztywnym użebrowaniem z platyny (E = 160 GPa) odgórne wprowadzenie rozkładu stężenia składników oraz współczynnika rozszerzalności da identyczne rozwiązania, bez względu na sposób użebrowania. Dlatego w tej pracy płytkę obciążono analogicznym stanem odkształceń lecz w wyniku działania momentów sił zadanych jako pary sił w węzłach na krawędziach elektrod.

3. OBLICZENIA MES

3.1. Geometria, elementy i właściwości materiałowe

W modelu uwzględniono dwa materiały: płytkę IMPC (wymiary 2mm x 10mm x 51mm) o module Younga E = 50 MPa i współczynniku Poissona $\nu = 0.45$ (materiał bardzo mało ściśliwy ze względu na duże nasycenie wodą) oraz platynowe użebrowanie, dla którego przyjęto odpowiednio E = 160 GPa oraz $\nu = 0.4$. Utworzono podział heksagonalny elementami typu solid45. Użebrowania bardzo gęsto i regularnie pokrywały się węzłami z polimerem.



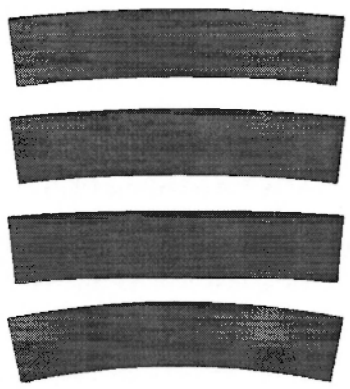
Rys. 2. Obliczenia wykonano dla użebrowania a) ukośnego, b) w jodełkę, c) poprzecznego oraz d) bez użebrowania

3.2. Zamocowanie, obciążenie i obliczenia

3.3.

Płytkę zamocowano na jednym końcu odbierając wszystkie stopnie swobody. Obciążono momentami sił za pomocą par sił 1N na każdym węźle na wolnych krawędziach elektrod. Do obliczeń użyto programu ANSYS 5.7. Ponieważ IPMC wykazuje możliwości bardzo dużych zmian kształtu włączono ustawienia dużych deformacji.

By porównać wyniki wyselekcjonowane zostały elementy, które znajdowały się na 29 milimetrze od zamurowania.



Rys. 3. Kształty wybranego przekroju (licząc od góry) dla użebrowania a) ukośnego, b) w jodełkę, c) poprzecznego oraz d) bez użebrowania

Wyraźnie widać na rys. 3, że użebrowanie zmniejszyło wyginanie w kierunku poprzecznym. Dodatkowym elementem, który był brany pod uwagę w celu wybrania najlepszego modelu to wychylenie końcówki. Dla użebrowania ukośnego maksymalne wychylenie było najmniejsze – około 16mm. Należy również dodać, że nastąpiło duże skręcenie. Dla użebrowania „w jodełkę" wychylenie wyniosło 20mm zaś dla poprzecznego 24mm. Płytka nieużebrowana wychyliła się o 23mm.

4. PODSUMOWANIE

Użebrowanie można wprowadzić zatem w trzech celach. Po pierwsze, poprzez wprowadzenie braku symetrii (użebrowanie ukośne), można uzyskać skręcenie płytki, choć zwykle jest to niepożądany efekt i dodatkowe utrudnienie w modelowaniu ruchu. Drugim celem może być wzmocnienie ugięcia (użebrowanie poprzeczne), które spowodowane jest najprawdopodobniej mniejszą pracą momentu gnącego w wyniku mniejszej deformacji przekrojów poprzecznych belki. Trzeci, i najważniejszy z punktu widzenia tej pracy, to ograniczenie zginania na kierunku poprzecznym do głównej płaszczyzny zginania.

Ostatecznie najlepszym okazał się wariant najprostszy, czyli użebrowanie poprzeczne. Dodatkowy efekt wzmocnienia ugięcia przy jednoczesnym ograniczeniu wyginania jest ciekawym tematem do analizy sztywności oraz liczby potrzebnych żeber by efekt był możliwie największy.

Wartą dalszej analizy jest również sytuacja z użebrowaniem skośnym i „w jodełkę". Przy większych szerokościach może się okazać, że momenty gnące na kierunkach poprzecznych dzięki sztywnym żebrom spełniają rolę dodatkowego wzmocnienia.

LITERATURA

[1] Kim K. J., Shahinpoor M.: Applications of polyelectrolytes in ionic polymeric sensors, actuators, and artificial muscles, Handbook of Polyelectrolytes. vol 3, eds. S. Tripathy, J. Kumar, H. S. Nalwa (Stevenson Ranch, CA: American Scientific Press), 1–22, 2002.
[2] Shahinpoor M., Kim K. J.: Ionic polymer–metal composites: IV. Industrial and medical applications. Smart Materials and Structures, 14, 197-214, 2005.
[3] Dokumentacja programu ANSYS 5.7.
[4] Oracz M., Pietrucha J.A.: Simulation of cardiac contraction assistance made of ionic polymer-metal composite, Zaszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej,26:271-274, 2006.

REDUCTION IPMC PLATE BENDING ACROSS MAIN BENDING PLANE

Summary. One of problems IPMC plate modeling is bending across main bending plane. To mange the problem some simulations with different finning were calculated.

Magdalena POCHRZĄST, Witold WALKE, Marcin KACZMAREK, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Politechnika Śląska, Gliwice

EKSPERYMENTALNA I NUMERYCZNA ANALIZA BIOMECHANICZNA STENTU WIEŃCOWEGO TYPU SLOTTED-TUBE

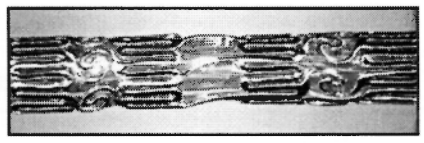
Streszczenie. Zasadniczym celem prezentowanej pracy było wyznaczenie charakterystyki biomechanicznej stentu naczyniowego wykonanego ze stali Cr-Ni-Mo. W celu wyznaczenia charakterystyki wytrzymałościowej analizowanej postaci stentu zastosowano metodę elementów skończonych. Wyznaczone w trakcie analizy wartości odkształceń poszczególnych elementów stentu wskazują, że jedynie zastosowanie warstwy powierzchniowej podatnej do odkształceń w trakcie zabiegu implantacji skutecznie ogranicza reaktywność powierzchni stentu w środowisku krwi.

1. WSTĘP

Wieloletnie doświadczenia kliniczne umożliwiły już określenie cech geometrycznych różnych postaci stentów umożliwiających poszerzenie zwężonych naczyń i przeprowadzenie w sposób prawidłowy zabiegu implantacji. Nie zawsze jednak rozwiązanie geometryczne, jak i propozycje wynikające z prawidłowej techniki implantacji poparte zostały analizami biomechanicznymi. Często również występuje brak podstawowych danych charakteryzujących biomateriał, decydujących o własnościach użytkowych stentu. Również prezentowane dotychczas kryteria jakościowe biomateriałów nie precyzują zaleceń dla tych zminiaturyzowanych implantów. W wielu pracach nie akcentuje się również roli procesu obróbki powierzchniowej biomateriału metalowego tak istotnego z punktu widzenia odporności korozyjnej, minimalizującej odczyny okołowszczepowe. Wyjaśnienie tych kwestii stwarza warunki do optymalnego kształtowania własności użytkowych, a więc optymalnych cech geometrycznych stentów, konfiguracji przestrzennej, a także ich własności mecha-nicznych [1÷6].

2. METODYKA BADAŃ

Do badań biomechanicznych wytypowano jednowarstwowy stent wieńcowy JOSONICS Flex typu slotted tube aktualnie stosowany w kardiologii zabiegowej – rys. 1.

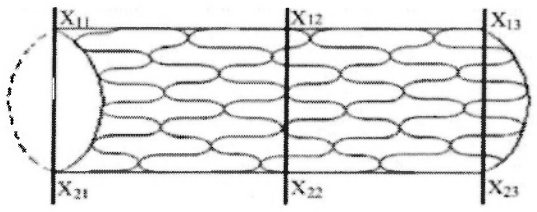


Rys. 1. Postać stentu JOSONICS Flex

Stent JOSONICS Flex firmy JOMED wykonany został w całości ze stali austenitycznej Cr-Ni-Mo – tabl. 1. Długość stentu wynosiła l = 19 mm, grubość ścianki g = 0,1 mm, średnica początkowa d = 1,2 mm.

2.1. Badania doświadczalne

W badaniach doświadczalnych zdecydowano się na wyznaczenie wartości przemieszczeń promieniowych powstałych w wyniku rozprężania geometrii stentów za pomocą ciśnienia [7]. W celu przeprowadzenia badań doświadczalnych na modelach rzeczywistych zbudowano stanowisko badawcze, które umożliwiło realizację kontrolowanego procesu rozprężania. Stanowisko to składało się z mikroskopu świetlnego wraz z układem pomiarowym oraz oryginalnego zestawu do rozprężania stentów. Zmianę średnicy stentów rejestrowano z dokładnością ±0,01mm. Zastosowano odpowiednie zamocowanie, które zapewniało niezmienność położenia stentu podczas procesu rozprężania. Celem przeprowadzonego doświadczenia było wyznaczenie zależności jaka występuje pomiędzy zadanym ciśnieniem rozprężania, a przyrostem średnicy stentu: $\Delta r = f(p)$; gdzie: Δr – przyrost średnicy stentu, mm; p – ciśnienie rozprężania, atm). Wartość ciśnienia rozprężania zmieniano skokowo co 0,5 atmosfery, aż do momentu uzyskania średnicy nominalnej. Pomiar zmiany średnicy przeprowadzono w 3 płaszczyznach – rys. 2.



Rys. 2. Płaszczyzny, w których przeprowadzono pomiary średnicy podczas rozprężania stentu

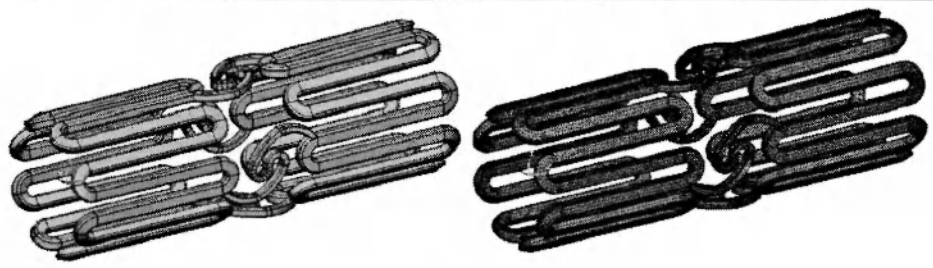
Badania doświadczalne miały na celu wyznaczenie krzywej rozprężania stentu JO*SONICS* Flex. Na rys. 4 przedstawiono postać stentu w stanie wyjściowym i po rozprężeniu ciśnieniem p = 8 atm.

2.2. Badania numeryczne

Analizę numeryczną przeprowadzono w celu wyznaczenia stanu naprężeń i odkształceń stentu dla różnych wartości przemieszczeń promieniowych wywołanych ciśnieniem rozprężania w zakresie wartości stosowanych w praktyce klinicznej. Wyniki, które uzyskano są istotne dla doboru struktury, własności mechanicznych biomateriałów metalowych przeznaczonych na stenty. Z uwagi na proces implantacji stan naprężeń wywołany przemieszczeniem ma znaczący wpływ na trwałe odkształcenie stentu, a więc zmianę jego cech geometrycznych. Wartości naprężeń występujących w różnych strefach stentu w zależności od wywołanych przemieszczeń są bardzo istotne dla odpowiedniego zaprojektowania jego geometrii, umocnienia biomateriału oraz kształtowania własności fizykochemicznych warstwy. Analizę wytrzymałościową przeprowadzono z wykorzystaniem metody elementów skończonych za pomocą programu ANSYS ver.11.

W pierwszej kolejności opracowano model numeryczny stentu, bazując na rozwiązaniu konstrukcyjnym JOSONICS Flex. Stent składał się z trzech segmentów o postaci geometrycznej pokazanej na rys. 3a.

a) b)

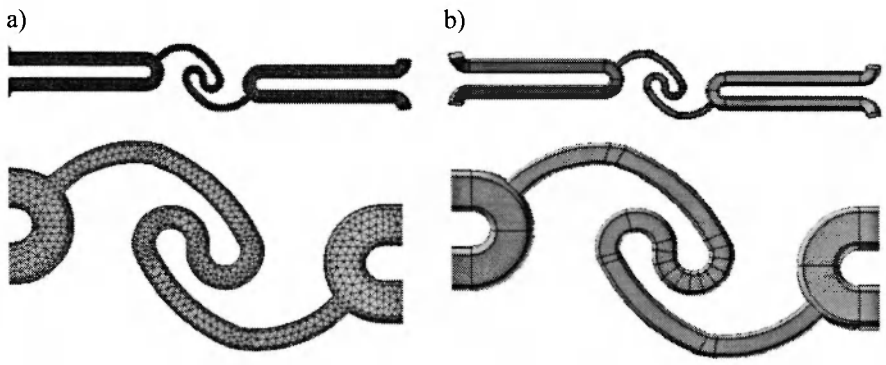


Rys. 3. Pojedynczy segment stentu JOSONICS Flex: a) model geometryczny, b) model zdyskretyzowany

Dyskretyzację przeprowadzono za pomocą elementu typu SOLID95 – rys. 3b. Jest to parametryczny element bryłowy posiadający 20 węzłów o trzech stopniach swobody w każdym z nich (przemieszczenia w kierunkach x, y, z). Dobór takiego elementu pozwala na uwzględnienie podczas analizy nieliniowości fizycznej oraz dużych przemieszczeń i rotacji.

Model obliczeniowy stentu liczył 450 tyś. elementów. Dla tak dużej liczby elementów nie jest możliwe przeprowadzenie wielokrokowej analizy nieliniowej przy zachowaniu wymaganej dokładności obliczeń. Dlatego ze względu na powtarzalność struktury układu, obliczenia prowadzono dla segmentu składającego się z dwóch zwojów i jednego łącznika – rys. 4a. Na bazie modelu geometrycznego wygenerowano siatkę elementów skończonych do obliczeń MES – rys. 4b.

Dla potrzeb analizy dla rozpatrywanej geometrii stentu przyjęto własności materiałowe odpowiadające stali Cr-Ni-Mo o strukturze austenitycznej (AISI 316L): E = 190 000 MPa, $\upsilon = 0{,}33$, $R_m = 470$ MPa, $R_{p0,2} = 195$ MPa,



Rys. 4. Fragmentu pojedynczego segmentu wytypowany do analizy MES: a) model geometryczny, b) model zdyskretyzowany

Dla potrzeb obliczeń zbudowano charakterystykę bilinearną materiału sprężysto – plastycznego o umocnieniu izotropowym.

W trakcie badań wyznaczano stan naprężeń i odkształceń stentu wieńcowego w zależności od przyjętych własności mechanicznych biomateriału stentu. Dla potrzeb obliczeń przyjęto następujące założenia:

- ✓ wewnętrzna powierzchnia stentu podczas jego rozprężania była obciążona równomiernie przyłożonym ciśnieniem na całej swojej długości,
- ✓ umiejscowienie podpór umożliwiało swobodne rozprężanie stentu w sposób promieniowy, blokując ich ewentualną rotację bez wpływu na wartości skrócenia,

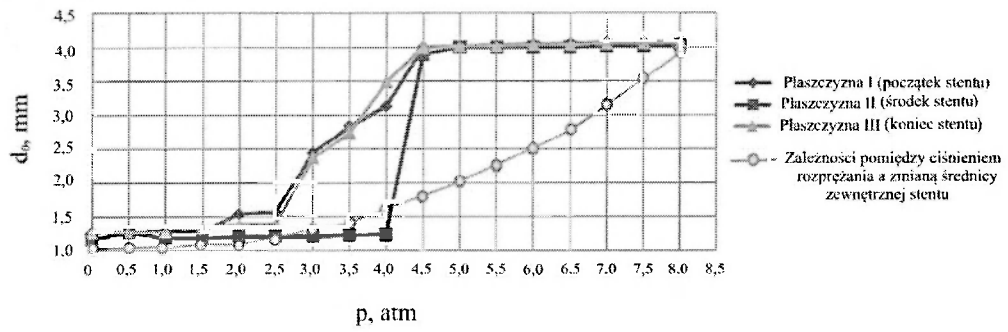
- ✓ stopnie swobody odebrano w sposób odzwierciedlający rzeczywiste warunki w naczyniu,
- ✓ analizę prowadzono w pełnym zakresie ciśnień rozprężania, (ciśnienie zwiększano do momentu uzyskania średnicy zewnętrznej d = 8,00 mm).

Wszystkie wartości naprężeń i odkształceń uzyskane w wyniku analiz są wartościami redukowanymi według hipotezy Hubera – Misesa.

3. WYNIKI BADAŃ

3.1. Wyniki badań doświadczalnych

Analiza uzyskanych w warunkach eksperymentalnych wyników wykazała, że przyrost średnicy stentu nie przebiegał w sposób proporcjonalny do wartości zadawanego ciśnienia w baloniku – rys. 5.



Rys. 5. Zależność pomiędzy ciśnieniem rozprężania stentu i jego średnicą

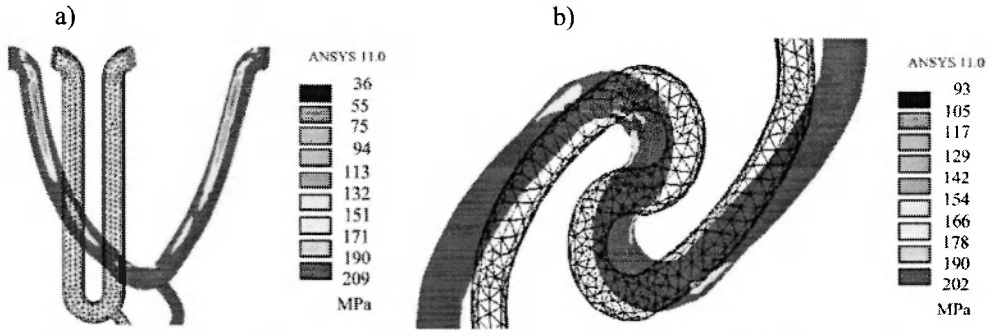
Gwałtowny przyrost średnicy implantu w pierwszej kolejności nastąpił w płaszczyźnie I i III (początek i koniec stentu - efekt „*dog bone*") po przekroczeniu wartości ciśnienia p = 2,5 atm. Wzrost wartości ciśnienia do p = 4 atm. spowodował przyrost wartości średnicy mierzonej w płaszczyźnie II (środek stentu). Wzrost ciśnienia do wartości p = 5 atm. spowodował uzyskanie średnicy nominalnej stentu d = 4 mm. Dalsze zwiększanie ciśnienia do wartości nominalnej p = 8 atm. przyniosło równomierne, nieznaczne zwiększenie średnicy implantu na całej jego długości o wartość ok. Δd = 0,1 mm – rys. 6. Przyłożenie ciśnienia dopuszczalnego p = 16 atm spowodowało zmianę średnicy stentu z wartości 4,09 mm do 4,27 mm. Po uwolnieniu stentu z balonika jego średnica zmniejszyła się do wartości minimalnej i wynosiła d = 4,01 mm.

3.2. Wyniki badań numerycznych

Wyniki przeprowadzonej analizy numerycznej wskazują, iż wartości naprężeń uzyskane w wyniku zmiany średnicy w wyniku przyłożenia ciśnienia rozprężania, w elementach stentu wykonanego ze stali austenitycznej są zróżnicowane i przyjmują wartości z zakresu σ = 36 ÷ 209 MPa Maksymalne wartości naprężeń zlokalizowane były w obszarze wewnętrznym zagięć i przyjmowały wartość σ_{max} = 209 MPa dla ramion – rys. 6a oraz σ_{max} = 202 MPa dla łączników ramion – rys. 6b

Stent rozprężano do wartości d = 4,00 mm, tj. do momentu uzyskania średnicy wewnętrznej zdrowego naczynia wieńcowego. Uzyskane wartości naprężeń zredukowanych przekroczyły umowną granicę plastyczności stali $R_{p0,2}$ = 195 MPa, powodując tym samym

trwałe odkształcenie geometrii stentu, niezbędne dla poprawnego przebiegu osadzania w naczyniu.



Rys. 6. Wyniki analizy numerycznej stentu wykonanego ze stali Cr-Ni-Mo: a) rozkład naprężeń w pojedynczym ramieniu, b) rozkład naprężeń w łączniku

Zastosowanie odpowiednio małej wartości przyrostu ciśnienia rozprężania pozwoliło na ustalenie zasadniczego etapu rozprężania stentu, który realizowany był powyżej wartości ciśnienia rozprężania p = 2,52 atm. w sposób skokowy. Analiza numeryczna umożliwiła także wyznaczenie wartości skrócenia stentu dla pojedynczego segmentu – tabl. 1.

Tablica 1. Wyniki analizy MES

Średnica stentu d, mm	Stopień skrócenia, %	Naprężenie σ_{max}, MPa				Odkształcenie ε_{max}, %			
		XY	YZ	XZ	von Mises	XY	YZ	XZ	von Mises
1,50	1,5	112	112	111	198	8	11	19	20
2,00	2,1	112	109	110	200	13	15	27	28
2,50	2,7	112	109	109	201	17	18	32	33
3,00	3,4	112	110	108	202	22	21	36	38
3,50	4,3	113	111	109	205	54	52	59	72
4,00	5,2	114	108	105	209	71	72	67	83

Wartość stopnia skrócenia stentu po jego rozprężeniu była adekwatna do uzyskiwanej w praktyce klinicznej dla stentów różnych producentów. Maksymalną wartość odkształcenia, wynoszącą ε = 83 % (w elementach), zaobserwowano w strefach największego wytężenia materiału stentu.

4. PODSUMOWANIE

Przeprowadzona w pierwszym etapie analiza numeryczna pozwoliła na wyznaczenie rozkładu naprężeń zredukowanych w elementach stentu wieńcowego wykonanego ze stali Cr-Ni-Mo, w zależności od zmiany jego średnicy, wywołanej ciśnieniem rozprężania. Na tej podstawie ustalono obszary, w których występują naprężenia maksymalne. Wyznaczone wartości naprężeń maksymalnych były większe od wartości granicy plastyczności stali Cr-Ni-Mo. Zapewnia to trwałe odkształcenie analizowanej postaci stentu w trakcie zabiegu implantacji niezbędne dla poprawnego osadzenia implantu w zwężonym naczyniu. Uzyskane wyniki wykazały, że po przekroczeniu ciśnienia rozprężania p = 2,96 atm. następuje gwałtowny przyrost średnicy stentu do wartości nominalnej d = 4 mm. Zaobserwowano

również, że rozprężanie stentu zachodzi jedynie poprzez rozginanie poszczególnych ramion (bez udziału łączników). Uzyskana duża zgodność pomiędzy średnimi wartościami naprężeń i przemieszczeń, wywołanych ciśnieniem rozprężania w wytypowanych strefach stentu, które wyznaczone zostały w symulacji numerycznej i doświadczalnej, rzutują na prawidłowy dobór warunków brzegowych w obiekcie modelowym odwzorowujących zjawiska zachodzące w obiekcie rzeczywistym.

Uzyskane wyniki analizy biomechanicznej stentu wieńcowego z wykorzystaniem metody elementów skończonych stanowią cenną informację dla prawidłowego zaprojektowania jego postaci, cech geometrycznych, doboru własności mechanicznych stosowanych do jego wytwarzania biomateriałów metalowych. Wyznaczone w trakcie analizy wartości odkształceń poszczególnych elementów stentu wskazują, że jedynie zastosowanie warstwy powierzchniowej podatnej do odkształceń w trakcie zabiegu implantacji skutecznie ogranicza reaktywność powierzchni stentu w środowisku krwi.

LITERATURA

[1] Zboralski K., Gałecki P., Wysokiński A., Orzechowska A., Talarowska M.: Jakość życia a funkcjonowanie emocjonalne w chorobach układu krążenia. Warszawa: Kardiologia Polska 67, 2009, s. 1228-1234.
[2] Brzostek T.: Stenty w chorobie niedokrwiennej serca. Kardiologia Polska, 45, 1996, s. 541.
[3] Gutowski P.: Zarys chirurgii tętnic. Szczecin: Wydawnictwo PAM, 1999.
[4] Walke W., Paszenda Z., Marciniak J.: Corrosion resistance of Co-Cr-W-Ni alloy designed for implants used in operative cardiology. Kraków: Engineering of Biomaterials, 44, 2005, s. 47-53.
[5] Czerniak M., Sysa A., Grabarczyk J., Pełka A., Niedzielski P., Wężyk T.: Modyfikacja powierzchni materiału stosowanego na stenty. Kraków: Engineering of Biomaterials, 33, 2004, s. 35-36.
[6] Walke W., Paszenda Z., Jurkiewicz W., Pochrząst M.: Corrosion resistance of vascular stents made of metallic biomaterials. Kraków: Engineering of Biomaterials, 77-80, 2008, s. 43-45.

EXPERIMENTAL AND NUMERICAL ANALYSIS OF SLOTTED TUBE CORONARY STENT

Summary. The aim of the work was determination of biomechanical characteristics of vascular, stainless steel stent. In order to determine strength characteristics of the analyzed stent, the finite element method was applied. Strains calculated for individual elements of the stent indicate that only application of deformable surface layer efficiently reduces reactivity of the stent in blood environment.

Aleksandra ROGALIŃSKA, Katedra Techniki Dentystycznej, Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej, Ustroń
Maciej HAJDUGA, Katedra Inżynierii Materiałowej, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko- Biała; Katedra Techniki Dentystycznej, Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej, Ustroń

„METALOCERAMIKA – UKRYTE WADY" CZYLI PROBLEMY PROTETYKI STOMATOLOGICZNEJ

Streszczenie : Uzupełnienia protetyczne na podbudowie metalicznej z licowaną ceramiką w obecnej protetyce stomatologicznej są najpopularniejszą i najchętniej wykorzystywaną kombinacją materiałów. Połączenie metal- ceramika zyskało ogromną popularność przy wykonywaniu koron, mostów ze względu nie tylko na walory estetyczne, poprzez ceramikę, ale przede wszystkim dzięki uzyskaniu własności wytrzymałościowych przez wykonanie metalowej podbudowy, osadzonej bezpośrednio na oszlifowane kikuty zębów czy implanty. Połączenie obu materiałów nie zawsze jest idealne. Uzupełnienie często nie wykazują żadnych nieprawidłowości w przypadku obserwacji zewnętrznej. Nie oznacza to, iż w obszarze chemicznego połączenia tych materiałów nie ma swoistych, mikroskopijnych wad. Praca przedstawia typy wad w obszarze styku dwóch różnych faz materiałów protetycznych oraz określa co mogą spowodować.

1. WSTĘP

„W Pani przypadku najlepszym rozwiązaniem będzie wykonanie korony protetycznej, to doskonałe postępowanie przy takich zniszczeniach powierzchni zęba, które występują u Pani, a przy okazji uda się skorygować ustawienie siekacza w łuku zębowym. Taka korona będzie Pani służyć wiele lat, a tym samym zachowa swoje walory estetyczne jak i wytrzymałościowe". Coraz więcej pacjentów słyszy taką diagnozę, przychodząc do lekarza stomatologa. Metaloceramika od wielu lat wciąż nie wychodzi z mody. Wielu stomatologów decyduje się na takie właśnie rozwiązania lecznicze u swoich pacjentów. Uzupełnienie złożone z metalu i ceramiki wykazuje nie tylko wspaniałe właściwości wytrzymałościowe- poprzez wykonanie mocnej podbudowy metalicznej na opiłowaną tkankę zęba, ale także idealne walory estetyczne, dzięki licowanej ceramice na powierzchnię metaliczną. Struktura metaliczna podtrzymuje porcelanę i poprawia jej odporność podczas żucia, na pionowe siły zgryzowe w jamie ustnej. [2,3]

Praca ujawnia niewidoczne wady na granicy połączenia wytrzymałego metalu i estetycznej ceramiki. Wady te są istotnym problemem w protetyce stomatologicznej, gdyż nie pozwalają „cieszyć się" pacjentowi użytkowaniem protez stałych bez jakichkolwiek uszkodzeń ich struktury, jak odpryśnięcia, co znacząco wpływa na jakość takiego uzupełnienia.

2. BADANIA WŁASNE

2.1. Materiały przeznaczone do badań

Materiały pomocnicze:
- wosk odlewowy;
- masa osłaniająca;
- gips kl. III i IV.

Materiały podstawowe:
- stop dentystyczny Wiron 99;
- porcelana Finoceram.

2.2 Technika wykonawstwa- warsztat

W celu uzyskania próbek do badań- koron protetycznych, przeprowadzono standardową procedurę laboratoryjną:

- Wymodelowanie pierwowzorów woskowych przy użyciu wosku odlewowego.
- Sporządzenie formy odlewniczej, zalanie jej masą osłaniającą, przez co uzyskano formę odlewniczą.
- Wygrzewanie form odlewniczych, zalanie płynnym metalem.
- Chłodzenie oraz usunięcie z masy osłaniającej, oczyszczenie mechanicznie i przystąpienie do licowania ceramiką, nadając ostateczny kształt przyszłemu uzupełnieniu protetycznemu. Każdą nałożoną warstwę z osobna poddawano procesowi wypalania w piecu, zgodnie z zaleceniami producenta. W końcowej fazie nałożono glazurę, by uzyskać zadowalający efekt końcowy gotowej konstrukcji protetycznej.

Po wykonaniu korony protetycznej wykonano zgład metalograficzny, na którym przeprowadzono badania metalograficzne makroskopowe i mikroskopowych.

3. BADANIA METALOGRAFICZNE

- **MAKROSKOPOWE**

Badania makroskopowe dały możliwość ocenę grubości poszczególnych warstw w połączeniu metal- ceramika. Próbki obserwowano w powiększeniu 10x.



Rys. 1. Widok zainkludowanej korony, przekrój porcelana- metal, pow. 10x

- **MIKROSKOPOWE**

Badania mikroskopowe zgładów metalograficznych przeprowadzono w powiększeniach 40x, 200x, do 500x. Umożliwia to ocenę pozostałych wad na styku faz metal- ceramika. Efekty tych obserwacji przedstawiono na rysunku 2 do 5. Natomiast subtelną analizę mikroskopową zobrazowano na rysunkach 6 do 11.



Rys. 2. Mikropęknięcia w warstwie opakerowe Pow. 40x



Rys. 3. Nierównomierna warstwa ceramiki opakerowej i widoczne pory, pow. 40x



Rys. 4. Nieciągłość warstwy ceramiki stykającej się bezpośrednio z metalem, pow. 40x



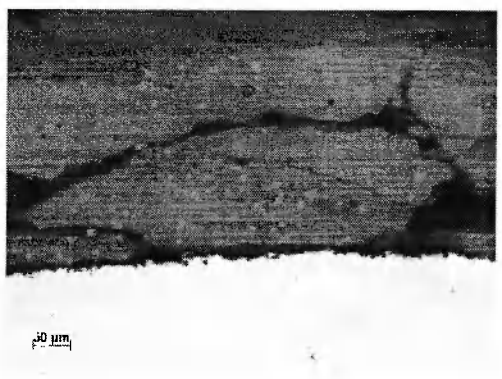
Rys. 5. Załamanie ceramiki, pow. 40x



Rys. 6. Nieciągłość poszczególnych warstw ceramiki, pow. 200x



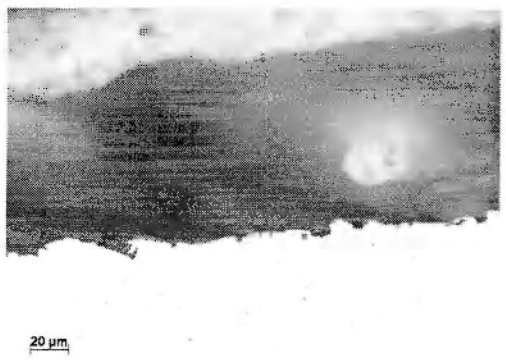
Rys. 7. Duży por uwięziony w ceramice pow. 500x



Rys. 8. Popękanie ceramiki, pow. 200x



Rys. 9. Odwarstwienie porcelany, pow. 200x



Rys. 10. Brak przylegania ceramiki do metalu, pow. 500x



Rys. 11. Odwarstwienie ceramiki przy styku z powierzchnia metaliczną, pow. 500x

4. DYSKUSJA WYNIKÓW I WNIOSKI

W badaniach metalograficznych makroskopowych stosowano powiększenia do 10x. (Rys.1.) W przypadku takiego powiększenia uzyskano możliwość oceny grubości nałożonych warstw oraz wizualną, zewnętrzną ocenę estetyczności wykonania uzupełnienia protetycznego.

Badania mikroskopowe przy powiększeniu 40, 200 i 500x miały na celu analizę miejsca połączenia metal- ceramika, który był w tym przypadku istotnym punktem badań. Zaobserwowano wady i nieprawidłowości w tym obszarze. (Rys. 2 do Rys. 11.)

Powiększenie 200-krotnie wykazało brak przylegania ceramiki do metalu na granicy połączenia porcelana- metal. Występują mikropęknięcia w warstwach ceramiki, części porcelany, która bezpośrednio styka się z podbudową metaliczną- warstwie opakerowej jak i w warstwach dalszych, zębinowej i szkliwnej.

Wady, które zostały zaobserwowane to nieciągłości na styku połączenia dwóch materiałów jakimi są metal i ceramika, liczne pory i załamania wewnątrz ceramiki.

Przyczynami możliwych licznych nieprawidłowości w budowie protez stałych, jakimi są konstrukcje metaloceramiczne, mogą być między innymi nieodpowiednio przeprowadzona procedura laboratoryjna, która często wiąże się z pośpiechem jaki panuje w laboratorium protetycznym, nieodpowiednim chłodzeniem masy osłaniającej bezpośrednio po zalaniu płynnym metalem, nieumiejętnie przeprowadzony proces oksydacji, niedokładnego wypiaskowania, w celu zwiększenia powierzchni, bądź nieprawidłowo nałożonymi warstwami ceramicznymi, przede wszystkim, warstwy opakerowej, która bezpośrednio styka się z podbudową metaliczną.

Skutkami wad metaloceramiki są nieestetyczne, niefunkcjonalne odpryśnięcia.

LITERATURA

[1] Majewski S.: Propedeutyka klinicznej i laboratoryjnej protetyki stomatologicznej. Sanmedica, Warszawa 1997;
[2] Rogalińska A., Hajduga M.: Aktualne problemy biomechaniki. Politechnika Śląska Katedra Mechaniki Stosowanej. Zeszyt 2, 2009;
[3] Rogalińska A., Hajduga M.: Aktualne problemy biomechaniki. Politechnika Śląska Katedra Mechaniki Stosowanej. Zeszyt 3, 2010;
[4] Craig R.G., Powers J.M., Wataha J.C. : Materiały stomatologiczne. Wyd. I Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, Wrocław 2000;
[5] Dobrzański L.A.: Metaloznawstwo z podstawami nauki o materiałach. Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 1996;
[6] Majewski S.: Protetyka stałych uzupełnień zębowych. Wydawnictwo SZS-W, Kraków 1998;
[7] Jędrzejczak J.: Badania odbiorcze materiałów metalowych. Wydawnictwo Komunikacyjne, Warszawa 1954;
[8] Koeck B.: Protetyka stomatologiczna: Korony i mosty. Wydawnictwo Medyczne Urban& Partner, Wrocław 2000;

THE FUSING OF METAL-CERAMIC AND ITS FLAWS AFFECTING DENTAL PROSTHETIC'S

Summary. Metallic porcelain veneered dental restorations are currently the most commonly chosen type of restoration in the dental profession. The use of ceramics fused to metal has gained wide popularity when choosing a material suitable for making dental crowns and bridges not only for aesthetic reasons, but more importantly due to the strength properties of the metallic substructure when placed on the previously grinded dental stump. The process of fusing dental ceramic to the metallic substructure does not always prove to be a success. Metal-ceramic dental restorations do not always exhibit flaws visible to the eye on the outer surface; often the metal-ceramic fusing process creates microscopic flaws. This thesis presents the different kinds of flaws which can occur when bonding two different kinds of prosthetic materials together and the outcome we can expect as a result.

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

PROTEZY BIOMECHANICZNE RĘKI - PRZEGLĄD ISTNIEJĄCYCH ROZWIĄZAŃ

Streszczenie. Protezy kończyn górnych stanowią bardzo skomplikowany problem z uwagi na złożoność, różnorodność i precyzję wykonywanych rękami czynności. Konstrukcja sztucznej ręki i system jej sterowania muszą umożliwiać chwytanie dowolnego przedmiotu z dużą dokładnością, dynamiką i odpowiednią siłą. Zastosowanie protezy lub innych aparatów ortopedycznych wiąże się z rozpoznaniem możliwości i potrzeb każdego pacjenta. Dlatego też współczesna protetyka staje się połączeniem elektroniki, informatyki oraz nauki o biomateriałach mając na celu podporządkowanie pracy urządzeń bezpośrednio woli człowieka.

1. WSTĘP

Utrata ręki to nie tylko pozbawienie ważnego ośrodka informacji z otoczenia, czynnika chwytnego, rozpoznawczego i czuciowego, ale również przyczyna szoku psychicznego połączonego z depresją oraz dramatu bólu fantomowego. Statystki podają, że najczęściej przyczyną utraty ręki są, oprócz wad wrodzonych (8,9%): wypadki komunikacyjne, wypadki w rolnictwie, odmrożenia, eksplozje, oparzenia, porażenia prądem elektrycznym (łącznie 77%), schorzenia na tle naczyniowym lub nowotworowym (8,2%), a nawet niektóre choroby tropikalne i trąd (5,8%). [6]

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

Dla osoby po amputacji korzystny jest pobyt na oddziale rehabilitacyjnym oraz dodatkowa opieka psychologiczna. Dzięki pomocy rehabilitantów pacjent, po otrzymaniu protezy, nie tylko wraca do sprawności fizycznej i psychicznej ale przede wszystkim uczy się poruszania i posługiwania protezą. Ważne jest także dostosowanie elementów protezy: ustawienie wysokości, dopasowanie leja protezy czy pasów podtrzymujących, bo tylko wtedy można uzyskać niezbędny komfort użytkowania.

Przy projektowaniu i wytwarzaniu protez wykorzystuje się zasady sterowania ruchem układu mięśniowego, polegające na współdziałaniu mechanizmów fizjologicznych z mechanizmami protez i ich układem sterującym. Zastosowanie protezy lub innych urządzeń ortopedycznych związane jest z indywidualnymi możliwościami i potrzebami ruchowymi pacjenta. Proteza-ręka musi być łatwo sterowalna przy małym użyciu energii. Nie może także emitować nadmiernego hałasu. Budowa sztucznej ręki i jej organizacja muszą umożliwiać chwytanie dowolnego przedmiotu z dużą dokładnością, dynamiką i odpowiednią siłą, w sposób zsynchronizowany przez niezależny ruch palców i kciuka.

Już od czasów prehistorycznych próbowano zastępować brakującą część ciała mechanicznym przyrządem. Pierwsza proteza nogi (która przetrwała do naszych czasów)

pochodząca z ok. 300 rok p.n.e., była wykonana z drewna, skóry, brązu i żelaza. Z 1400 roku pochodzi ręka Ruppina. Wykonana jest z żelaza, ma sztywny kciuk ustawiony w opozycji i zginające się palce, które poruszają się parami. Palce te można było zginać biernie i blokować w żądanym położeniu za pomocą specjalnego mechanizmu. Ręka była także wyposażona w staw nadgarstkowy. Bardzo sławny i często opisywany jest przypadek niemieckiego rycerza Goetza von Berlichingen, któremu w roku 1509 odstrzelono rękę. Skonstruowana została dla niego ręka z żelaza, której palce można było biernie zginać i blokować w żądanym ustawieniu. [1]

Konstrukcja protez kończyn dolnych w ciągu wieków ulegała niewielkim zmianom, dopiero po I i II wojnie światowej, dzięki zastosowaniu nowoczesnych stopów i tworzyw sztucznych protezy stały się lekkie, higieniczne, łatwe w użyciu i bardzo funkcjonalne. Z uwagi na złożoność, różnorodność i precyzję wykonywanych rękami czynności protezy kończyn górnych stanowią znacznie bardziej skomplikowany problem. Od dawnej protezy stanowiącej właściwie wypełnienie pustego rękawa, technika w służbie medycyny doszła, w XX wieku, do pomysłowych i precyzyjnych konstrukcji umożliwiających wykonywanie różnych czynności, jak pisanie, malowanie czy obsługa telefonu. W 1955, w Londynie została skonstruowana proteza ręki wyposażona w źródło energii i sterowana potencjałami bioelektrycznymi. [2]

Dzięki stałemu postępowi w protetyce, osoby z kończynami zastąpionymi protezami mogą już pełnoprawnie funkcjonować w społeczeństwie, prowadząc normalne, aktywne życie obejmujące bieganie i uprawianie sportów oraz kierowanie samochodem.

2. PRZEGLĄD NOWOCZESNYCH ROZWIĄZAŃ PROTEZ

Nowoczesne biomechaniczne protezy ręki, których funkcjonowanie opiera się o wykorzystanie głównie elektroniki, mają za zadanie odtworzyć lub jak najlepiej naśladować sposób poruszania i pobierania informacji z otoczenia możliwy dla każdego człowieka. Ludzka ręka jest kontrolowana dzięki nerwowym rozkazom kierowanym z centralnego do peryferyjnego systemu nerwowego. Równocześnie przenoszone są informacje dotyczące pozycji palców, siły uścisku czy ślizgania się przedmiotów, przekazywane z naturalnych sensorów do centralnego systemu nerwowego poprzez pobudzanie dośrodkowych peryferyjnych nerwów. [2]

W ludzkim mózgu zachodzą procesy elektrochemiczne, które odzwierciedlają impulsy elektryczne o amplitudzie ściśle związanej z wykonywanymi zadaniami. Kontrolując i odpowiednio modulując fale mózgowe, które następnie odczytywane są przez czujnik przekładający te sygnały na polecenia dla protezy, człowiek jest w stanie sterować ruchami protezy za pomocą myśli.

I-LIMB. Spektakularnym sukcesem ostatnich lat było zamontowanie Jessy'emu Sullivanowi, pozbawionemu obydwu rąk, sztucznych kończyn, które umożliwiły mu poruszanie przegubem i przedramieniem, zginanie w łokciu, chwytanie dłonią, i co najważniejsze – umożliwiły czucie. Stało się to możliwe dzięki zastosowaniu schematu połączeń neuronowych, przypominającego system stworzony przez naturę. Zasada działania polega, podobnie jak dla innych tego typu urządzeń, na odczytywaniu sygnału elektrycznego z mięśnia zachowanej części kończyny. Każdy palec jest jednak zasilany osobnym silnikiem. Dzięki temu oraz dzięki wyposażeniu palców w specjalne czujniki, siła uchwytu jest dostosowywana dla każdego palca niezależnie.

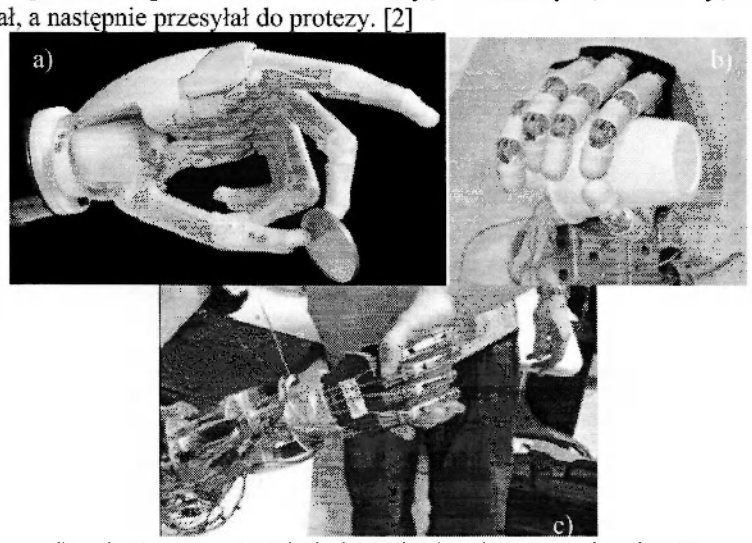
Największa trudność w działaniu bionicznej protezy dotyczy poprawnego zinterpretowania otrzymanych sygnałów, a w konsekwencji tego, w jakim kierunku ma się obrócić silnik, jak szybko obrócić kończyną i jak mocno zacisnąć dłoń. Obecnie trwają prace nad sporządzeniem pełnej mapy ruchów ramienia i ręki, aby przetwornik mógł dokładnie określić, jaki chwyt

dłonią zamierza wykonać pacjent. Najważniejsze przy instalowaniu tej protezy jest odpowiednie założenie nakładki odpowiedzialnej za odbieranie impulsów z mięśni. Nakładka z czujnikami odbiera sygnał z mięśni kikuta i przekazuje polecenia do urządzenia. [2,3]

Cybernetyczna ręka. Cyberhand stanowi kolejny krok do stworzenia inteligentnej protezy, która wierniej niż dotychczasowe modele odtworzy ruchy ręki człowieka. Nowością w cyfrowej ręce jest sprzężenie zwrotne – będzie można odczuwać kształt, fakturę i twardość dotykanych protezą przedmiotów. Konstrukcja wykorzystuje do tego celu system czujników, który pobudza określone ośrodki nerwowe. [2]

Cyborg I. Jest to eksperyment profesora z Uniwersytetu Reading, który wszczepił sobie pod skórę ukryty w specjalnej kapsułce elektroniczny mikroczip. Implant wysyłał sygnały, które sprawiały, że gdy naukowiec nadchodził, automatycznie otwierały się przed nim drzwi, włączało się oświetlenie i witał go jego komputer. Czip ten wysyłał identyfikator do różnych urządzeń i układów sterujących, które po otrzymaniu takiego sygnału miały realizować wcześniej przypisane zadania. Korzystając z tej technologii, osoba niepełnosprawna nie musiałaby wykonywać wielu drobnych rzeczy, które mogą stanowić dla niej problem.

W kolejnym etapie eksperymentów w ciele profesora umieszczony został czip, który wysyłał sygnały z układu nerwowego naukowca do komputera, a także odbierał napływające informacje zwrotne. Wszczepiony w układ nerwowy lewego przedramienia czip wyposażony był w 100 elektrod. Za ich pomocą kontrolował elektroniczny wózek inwalidzki. Wykorzystując ten czip, możliwe stało się również sterowanie„inteligentną protezą". Kiedy profesor wykonywał ruch ręką w dół, implant był w stanie odebrać sygnał z układu nerwowego i przekazać go mechanizmowi sterującemu, który tę informację odpowiednio interpretował, a następnie przesyłał do protezy. [2]



Rys.1. Protezy: a) I-Limb, b) Cyberhand, c) Smarthand [7,8]

Smarthand. Przełomem stało się skonstruowanie przez włoskich i szwedzkich naukowców pierwszej bioprotezy ręki pozwalającej odczuć dotyk. Proteza posiada 4 silniki, które sterują ruchem kciuka i palców. Wprowadzenie 40 czujników aktywujących się pod wpływem nacisku na przedmiot oraz podłączenie silniczków z nerwami ręki spowodowało, że pacjenci mogą odczuwać trzymane przedmioty. Projekt zrealizował dwa z trzech zamierzonych celów: konstrukcje protezy, która odpowiadałaby na wysyłane przez mózg sygnały oraz łączność w drugą stronę. Następnym etapem jest wszczepianie podobnych czujników na stałe. [4]

Proteza firmy BeBionic. Korporacja brytyjska zaprezentowała kolejny projekt sztucznej dłoni dający osobom pozbawionym kończyny górnej nadzieję na aktywne życie. Działanie

protezy kontrolowane jest przez impulsy elektryczne pochodzące z ludzkiego mózgu. Możliwości sprawnościowe protezy są podobne do możliwości ludzkiej dłoni. Warto podkreślić, iż zasięg ruchów protezy podlega indywidualnej konfiguracji, a zastosowanie silikonowej skóry sprawia, że połączenie z ciałem pacjenta będzie niemal niewidoczne. [5]

3. PODSUMOWANIE

Współczesna protetyka, zmuszana do pokonywania kolejnych zadań stawianych przez medycynę, staje się rozległym połączeniem informatyki, elektroniki i nauki o biomateriałach.

Rozwój protez bionicznych, mających wspierać osoby z niepełnosprawnością i działających w połączeniu z ich tkanką nerwową, jest coraz szybszy, ale zastępowanie części ciała urządzeniami, które naśladują ich naturalne funkcjonowanie, jest wciąż na etapie początkowym.

Protezy bioniczne oparte na elektronice to skomplikowane urządzenia. Im więcej mają mechanizmów, tym są cięższe i droższe (cena najprostszych zaczyna się od kilkudziesięciu tysięcy dolarów), a koszty zwiększa dodatkowo serwis. Kolejnym nie rozwiązanym problemem są zmieniające się wymiary i właściwości organizmu właściciela protezy.

Zwolennicy biomechanicznych protez uważają jednak, że dzisiejsze problemy, głównie takie jak koszt i niezawodność, będą znikały wraz z rosnącym zapotrzebowaniem i rozpoczęciem masowej produkcji. Oczywiście do skonstruowania protezy, która całkowicie przejęłaby funkcje prawdziwej ręki. jest jeszcze daleko ale na pewno bliżej, niż do powstania technologii wytwarzania biologicznych kończyn.

LITERATURA

[1] Przeździak B., Nyka W.: Zastosowanie kliniczne protez, ortoz i środków pomocniczych. Gdańsk: Via Medica, 2008.
[2] Tadeusiewicz R.: Inżynieria Biomedyczna. Księga współczesnej wiedzy tajemnej w wersji przystępnej i przyjemnej. Kraków: UWNT AGH, 2008.
[3] www.niepelnosprawni.pl
[4] www.ipon.pl/news/czytaj_news.php?id=1181
[5] www.freehands.eu/view/sztuczna-reka-niczym-terminator-5,10183
[6] biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2003_Groups/Hand_Prosthetics/stats.htm
[7] http://www.procprblog.com/student-fitted-with-bionic-hand
[8] http://www-arts.sssup.it/Cyberhand/introduction/biomechand.htm

BIOMECHANICAL HAND PROSTHESIS- A REVIEW OF EXCITING SOLUTIONS

Summary. Upper limb prosthesis constitutes a very complicated problem because of the complexity, variety and precision of activities done with hands. The artificial hand construction and its control system have to enable the patient to grasp an object with accurate precision, dynamics and the relevant strength. The implementation of the prosthesis or other orthopedic apparatuses involves the recognition of a patient's capabilities and needs. Modern prosthodontics involves Electronics, Information Technology and Biomaterial Science in order to make prosthesis work according to man's will.

Jakub SŁONIEWSKI, Sylwia ŁAGAN, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

ASYMETRYCZNE WADY POSTAWY W OBRĘBIE OBRĘCZY BARKOWEJ I W KOŃCZYNACH GÓRNYCH U ZAWODNIKÓW TRENUJĄCYCH ŁUCZNICTWO ORAZ SPOSOBY ICH MINIMALIZACJI

Streszczenie. Zachowanie zrównoważonego rozwoju sylwetki u łucznika jest podstawowym elementem celności oddawanych strzałów. aby to osiągnąć konieczne jest przemyślane pod względem biomechaniki prowadzenia strzelca w cyklu treningowym. symetryczna sylwetka eliminuje zakłócenia podczas fazy zwolnienia cięciwy, przez co zmniejsza prawdopodobieństwo wystąpienia strzałów niecelnych. ponadto równomierny układ obciążenia ciała pozwala uniknąć zdrowotnych problemów związanych z nadwyrężaniem powierzchni stawowych, ścięgien oraz układu mięśniowego. w celu zbadania wad postawy podczas strzału u łuczników zastosowano metodę poglądową podczas treningu jednego z klubów łuczniczych. analiza została przeprowadzona w sposób modelowy w oparciu o teoretyczne rozkłady sił i naprężeń w obrębie obręczy górnej oraz kończyn górnych.

1. WSTĘP

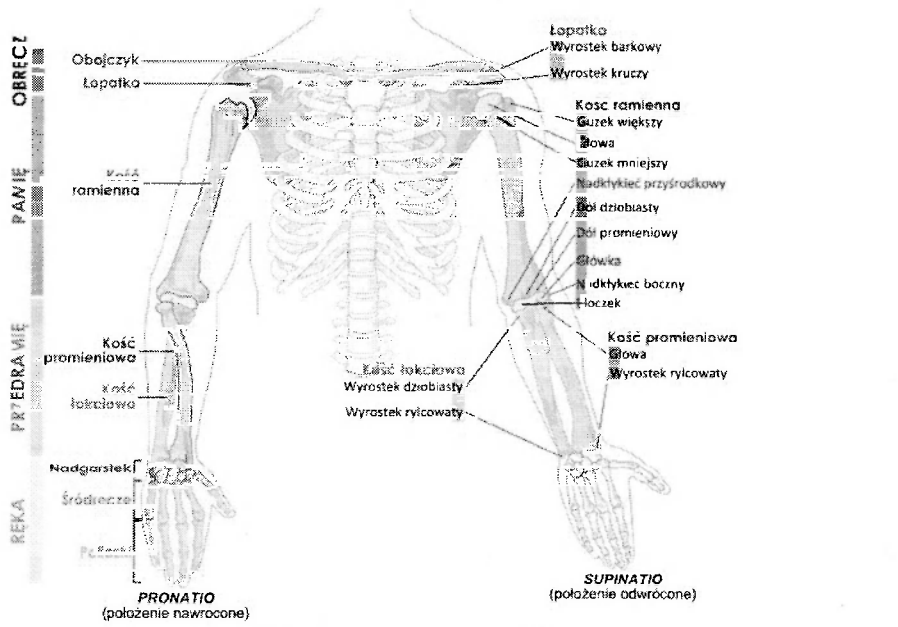
W sporcie wyczynowym zawodnicy spotykają się z cyklicznymi oraz intensywnymi obciążeniami organizmu. W zależności od uprawianej dyscypliny, treningi w mniejszym lub większym stopniu wpływają na rozwój poszczególnych części ciała. Faktem jest, iż człowiek posiada wrodzoną preferencję do posługiwania się kończynami jednej ze stron ciała, a co za tym idzie wykształca w niej bardziej precyzyjne ruchy. Kończyny lub inne organy ciała (np. oko), których używanie jest przez nas uprzywilejowane, nazywamy organami dominującymi. Zdarza się, iż dana osoba posiada zdolność posługiwania się obustronnego danym organem, lecz są one w znacznej mniejszości ogółu ludzi, lub dla różnych organów różne strony są dominujące. Początki problemów asymetrii oparte są na skłonności do wykorzystywania dominującej strony ciała. Sportami szczególnie narażonymi na problem asymetrii będą takie, w których istotne znaczenie ma, której ręki lub nogi używamy. Są to w szczególności sporty związane z używaniem sprzętu sportowego, który wymaga w specyficzny, niesymetryczny sposób zaangażowania ruchowego od naszego ciała. Sporty takie to np.: sporty z użyciem rakiet i paletek (tenis ziemny, tenis stołowy, badminton); sporty z użyciem sprzętu zaawansowanego (łucznictwo, skok o tyczce, rzut dyskiem, rzut oszczepem, pchniecie kulą, strzelectwo).

W łucznictwie podstawowym problemem asymetrii rozwoju jest asymetria mięśniowa wywołana niesymetrycznym sposobem obciążania kończyn podczas całego cyklu strzału, prowadzącym do nienaturalnego obciążenia stawów. Podstawowym warunkiem oddania dobrego i celnego strzału jest niezakłócanie ruchu łuku, aby to uzyskać, ciało zawodnika przyjmuje postawę, która generuje bardzo duże napięcie mięśniowe.

2. BIOMECHANICZNE ASPEKTY POWSTAWANIA ASYMETRII POSTAWY

Na kończynę górną składają się: kość ramienna, kość promieniowa, kość łokciowa oraz kości ręki (rys.1). Kości promieniowa, łokciowa i dalsza nasada kości ramiennej tworzą staw łokciowy, natomiast rękę z kośćmi promieniową i łokciową łączy złożony z wielu drobnych kości staw nadgarstkowy. Z tułowiem kończyny górnej łączą się za pośrednictwem obręczy barkowej. Staw łokciowy tworzą trzy pary powierzchni stawowych: część ramienno-łokciową tworzy powierzchnia stawowa bloczka kości ramiennej i wcięcie bloczkowe kości łokciowej; część ramienno-promieniowa tworzy powierzchnia stawowa główki kości ramiennej i dołek stawowy głowy kości promieniowej; oraz część promieniowo-łokciowa utworzona przez wcięcie promieniowe kości łokciowej z obwodem stawowym głowy kości promieniowej.

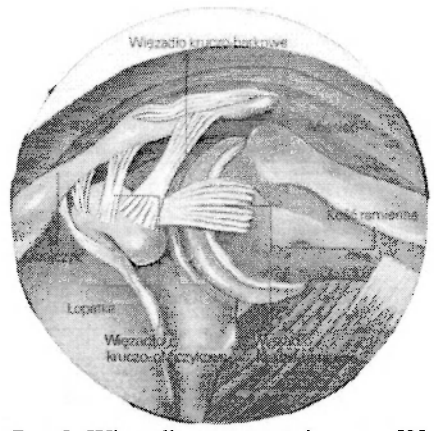
Stawy obręczy barkowej wraz z mięśniami, więzadłami i kaletkami tworzą jednostkę ruchową o największym zakresie ruchów spośród wszystkich stawów ciała. Osią tego ruchu jest punkt znajdujący się około 2,5 [cm] poniżej wyrostka barkowego w osi ramienia.



Rys.1. Kości kończyn górnych [2]

Gdyby ustabilizować staw barkowo-obojczykowy, staw mostkowo-obojczykowy oraz połączenie żebrowo-łopatkowe to ruch czynny w samym stawie ramiennym mógłby wynosić tylko 30[°] odwodzenia, gdzie głównym motorem odwodzenia staje się m. nadgrzebieniowy będący głównym mięśniem pierścienia rotatorów. Bierze on największy udział w odwodzeniu ramienia do 60 – 80[°]. Współuczestniczy w tym ruchu m. naramienny, a w rotacji zewnętrznej ramienia również głowa długa m. dwugłowego ramienia. Natomiast powyżej 30[°] odwodzenia zaczyna brać udział łopatka i stawy obojczyka, tak, że na każde 2[°] odwiedzenia ramienia przypada 1[°] rotacji łopatki. Ponieważ elementy kostne stawu nie mogą zapewnić właściwego ułożenia głowy w panewce podczas ruchu, decydujące znaczenie mają elementy mięśniowe. W ruchach łopatki współuczestniczy 15 mięśni działających synergistycznie lub antagonistycznie decyduje o właściwym centrowaniu głowy kości ramiennej w panewce podczas ruchów kończyny górnej. Ten punkt centrowania głowy obejmuje obszar ok. 1-2 [mm^2], natomiast w skrajnych wychyleniach, u tenisistów dochodzi do przemieszczenia głowy w panewce o 5-10 [mm] w kierunku przód-tył oraz ok. 4-5 [mm]

w kierunku góra-dół. Dodatkowym elementem ograniczającym nadmierną ruchomość w stawie ramiennym są więzadła tworzące od góry sklepienie stawu: więzadło kruczo-barkowe i kruczo-ramienne (rys. 2) wraz z wyrostkiem barkowym łopatki oraz od przodu i dołu więzadło panewkowo-ramienne przednie, tylne i dolne. Więzadło panewkowo-ramienne przednie wraz z przyczepem do obrąbka stawowego stanowi pierwszą linię uszkodzenia w niestabilności przednio-górnej barku i należy do najczęstszych uszkodzeń wewnątrzstawowych.



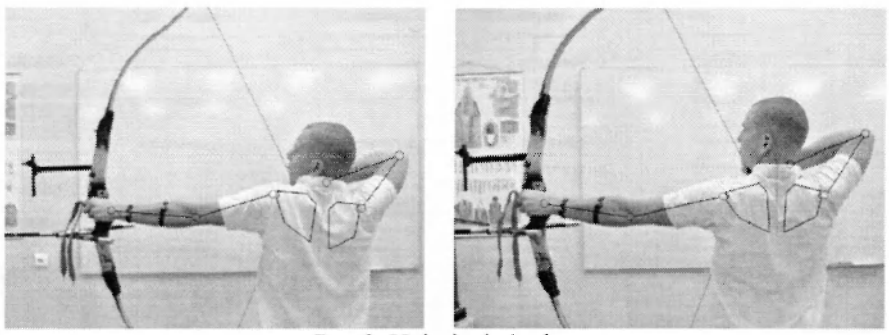
Rys.2. Więzadła stawu ramiennego [3]

3. STANY PATOLOGICZNO-ZWYRODNIENIOWE ZWIĄZANE Z ASYMETRYCZNYM OBCIĄŻENIEM

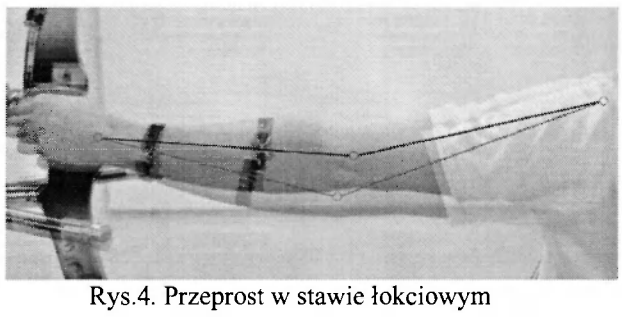
Podstawowym miejscem obciążeń jest dla kończyny górnej - obręcz barkowa, w niej znajduje się oś obrotu kończyny o przeciętnym ciężarze 3,5 [kg] i długości ok. 60 [cm]. Krótkie mięśnie obręczy barkowej decydujące o stabilności barku codziennie wykonują pracę koncentryczną (mięsień skraca się, a jego przyczepy zbliżają się do siebie) jak i ekscentryczną (mięsień wydłuża się, a przyczepy jego oddalają się od siebie). Powoduje to asymetrię rozwoju barku u wyczynowego łucznika jako efekt adaptacji do zwiększonych obciążeń. Rezultat ten jest możliwy do odnotowana w sposób jawny, uwidaczniając się w postawie zawodnika. Natomiast utajone są efekty istniejącej asymetrii pracy mięśni samej obręczy barkowej, co w następstwie doprowadza do przewlekłej niestabilności, uszkodzenia struktur wewnątrzstawowych i przewlekłych zespołów bólowych barku z upośledzeniem wydolności stawu barkowego [1].

Kolejnym stawem najczęściej narażonym na uszkodzenia, z uwagi na złożoną anatomię i funkcję jest staw łokciowy. Przeciążenia zawodowe (krawiectwo) oraz sportowe (łucznictwo, tenis) powodują sumowanie się mikrourazów mogących doprowadzić do zespołu bólowego zwanego potocznie łokciem tenisisty. To określenie jest synonimem wielu schorzeń, w których głównymi objawami jest silna tkliwość oraz ból przedziału bocznego nasilający się przy ruchach zgięcia grzbietowego nadgarstka i palców. Występuje także osłabienie siły prostowników ręki i nadgarstka. Wielokrotne powtarzanie ruchów prostowania i rotacji powodują zwiększone obciążenie mięśni i ich przyczepów. W następstwie dojść może do uszkodzeń, zmian zapalnych i zwyrodnieniowych występujących głównie w miejscu połączenia mięśni i ścięgien lub w okolicy ich przyczepu kostnego [1].

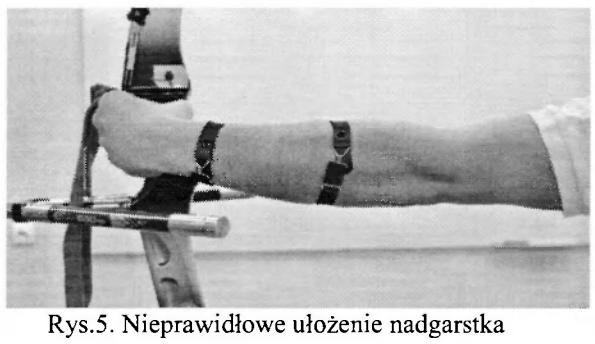
4. OBSERWACJE WŁASNE



Rys.3. Uniesienie barku



Rys.4. Przeprost w stawie łokciowym



Rys.5. Nieprawidłowe ułożenie nadgarstka

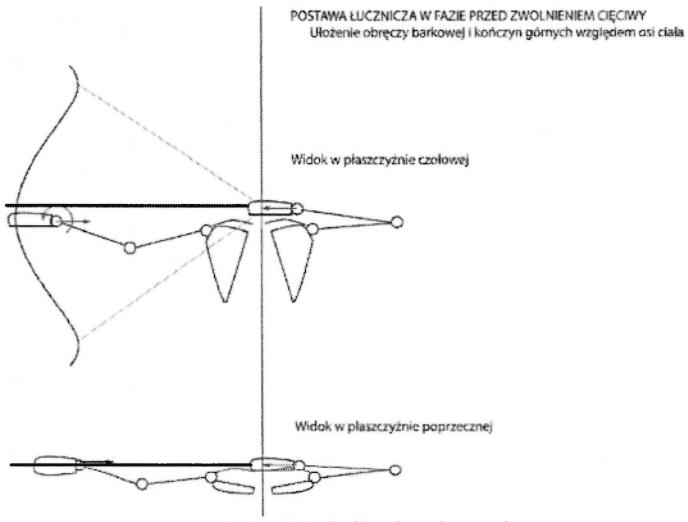


Rys.6. Napięcie mięśni śródręcza

Uniesienie barku (rys.3) charakteryzuje zmiana kąta położenia łopatki względem kręgosłupa powodując wzrost udziału sił tnących w stawie barkowym obciążając wyrostek kruczy łopatki oraz więzadła stawu barkowego, które odpowiedzialne są za utrzymanie głowy kości ramiennej w osi obrotu stawu. Efektem tego jest duża asymetria w ułożeniu łopatek względem osi pionowej ciała, a co za tym idzie zmniejszenia celności oddawanych strzałów

w fazie zwolnienia cięciwy, poprzez zmianę pochyłu łuku. Przeprost w stawie łokciowym (rys.4), czyli nadmierne wyprostowanie łokcia zwiększa udział sił osiowych powodując zwiększony nacisk na elementy chrzęstne stawu. Może do prowadzić do przewlekłych stanów zapalnych lub w efekcie zwyrodnień. Nieprawidłowe ułożenie nadgarstka (rys.5) rozumiane jako przywiedzenie nadgarstka powoduje powstanie momentu zginającego znacznie wyczerpując zakres graniczny ruchomości nadgarstka. Takie ułożenie może być powodem stanów patologicznych oraz w znaczny sposób zmniejsza celności strzałów linii poziomej. Napięcie mięśni śródręcza (rys.6) podczas napinania cięciwy powoduje w fazie uwolnienia cięciwy jej drgania o kierunku prostopadłym do płaszczyzny wyznaczonej przez ramiona łuku i cięciwę, zmieniając tym samym trajektorię lotu strzały. Podstawą poprawnego chwytu cięciwy jest rozluźnienie mięśni śródręcza i utrzymanie cięciwy siłą mięśni palców. Przy zwolnieniu cięciwy palce rozluźniają się i pozwalają na jej ruch.

Na rysunku 7 przedstawiono rozkład sił mięśniowych wynikających ze stanu równowagi układu podczas napinania cięciwy łuku. W oparciu o poniższy schemat w kolejnych pracach zostanie przeprowadzona analiza ilościowa i jakościowa udziału sił mięśniowych w stawach obręczy barkowej i kończynach górnych.



Rys.7. Rozkład sił mięśniowych

5. WNIOSKI

Przegląd doniesień literaturowych [1,2,3] oraz obserwacje własne pozwalają wnioskować, iż część asymetrii związana jest z naprężeniami wywołanymi charakterystyką ruchu i możemy jedynie w małym stopniu wpływać na ich ograniczenie w trakcie treningu. Natomiast druga część asymetrii ściśle zależy od metod treningowych. W procesie treningowym istotne jest uświadomienie złożoności mechanizmu ruchowego obręczy barkowej, co pozwala na właściwy dobór programów ogólnorozwojowych, siłowych i sprawnościowych tak aby zachować równowagę mięśniową, zapobiegając urazom. W celu uniknięcia urazów tego typu, metody treningowe przewidują przede wszystkim bieżąca kontrolę ustawienia układu przez trenera, oraz ćwiczenia równoważące przy użyciu łuku jak i innych elementów pomocniczych, oraz ćwiczenia techniczne mające na celu wyuczenie dobrych odruchów. Metody rehabilitacyjne przybierają różne formy, od prostych ćwiczeń fizycznych, do złożonych zabiegów chirurgicznych.

Celem procesu rehabilitacji barku jest wyeliminowanie zmian anatomicznych w układzie mięśniowym obręczy barkowej oraz zlikwidowanie usztywnień, ograniczeń ruchów i osłabienia mięśni. W rezultacie odtwarzając równowagę biomechaniczną systemu. Najefektywniejszą formą rehabilitacji dla barku są ćwiczenia w zamkniętych łańcuchach kinetycznych. W ćwiczeniach tych należy pamiętać o przywróceniu normalnej funkcji kręgosłupa, stawów biodrowych i ruchomości łopatki. Uwzględniając sprężystość tylnej grupy rotatorów barku celem uniknięcia nadmiernych obciążeń obrąbka stawowego w części przednio-górnej.

Celem leczenia zmian w obrębie łokcia jest zmniejszenie dolegliwości bólowych, usprawnienie funkcji kończyny, zwiększenie siły mięśni. Należy unikać całkowitego unieruchomienia kończyny, gdyż prowadzi to do zaników mięśni i spowolnienia procesu rehabilitacji. Odciążenie przyczepu jest możliwe za pomocą specjalnych opasek uciskowych, lecz ich nieprawidłowe stosowanie może również zwiększyć dolegliwości. Z nowych metod które są skuteczne, można wymienić: ESWT – terapia falą uderzeniową, iniekcje z płytko pochodnych czynników wzrostowych (Recover System) i mini inwazyjną metodę Topaz z użyciem elektrody generującej energię fali radiowej. Ich działanie polega na stymulacji procesu regeneracji uszkodzonego ścięgna [1].

Podsumowując, należy zaznaczyć konieczność przeprowadzenia dodatkowych analiz pod kątem:

- precyzyjnego określenia stopnia ruchomości stawów podczas napinania i strzału;
- pomiaru zakresów sił i momentów występujących w mięśniach i stawach;
- oceny celności strzału w zależności od wady postawy zawodnika;
- wykonania modelu obliczeniowego i numerycznego w celu analizy wytężenia biomechanicznego układu łuk-łucznik;
- doboru siły naciągu łuku w zależności od indywidualnych cech biomechanicznych zawodnika.

LITERATURA

[1] www.medycynasportowa.pl
[2] www.human_arm_bone_diagramPL.svg
[3] Aleksandrowicz R., Mały atlas anatomiczny, Wyd. PZWL,2007.

ASYMMETRIC FAULTY POSTURES IN SHOULDER GIRDLE AND UPPER LIMB OF ARCHERS AND METHODS OF THEIR OPTIMIZATION

Summary. Properly balanced archer's posture evolution becomes a basic element of correct shots. It's necessary to make an educated training cycle for that purpouse. Symmetric posture eliminates disturbing during release chord phase, what decreases probability of bad shots. Moreover, balanced loads' arrangement of archer's body enables to avoid healthy problems concerning with strain of joint's surfaces and muscular system. Randomized trial had been employed in order to exam faulty posture's during shooting of once of archery sport clubs training. The analysis had been make by modeling method based on theoretic system of forces and stresses of shoulder girdle and upper limb.

Magdalena SOBUŚ, Sylwia ŁAGAN, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

HIPOTERAPIA JAKO NATURALNA FORMA REHABILITACJI

Streszczenie. W niniejszym referacie podjęto próbę analizy form rehabilitacji jaka jest hipoterapia. Hipoterapia to ogół działań terapeutycznych, do których wykorzystuje się konia. Jest to metoda doskonale uzupełniające wszystkie inne oddziaływania rewalidacyjne i rehabilitacyjne, a jej uniwersalność polega na jednoczesnym oddziaływaniu na strefę ruchową, emocjonalną, społeczną, intelektualną i sensoryczną. Dokonano omówienia różnych form hipoterapii dobieranych w zależności od stopnia niepełnosprawności z uwzględnieniem szczególnych wskazań i przeciwwskazań.

1. WSTĘP

Nie wiadomo gdzie i kiedy dokładnie udomowiono konia, najprawdopodobniej proces ten zachodził w wielu miejscach. Niewątpliwie oswojenie konia odbyło się w okresie górnego kamienia, kiedy po raz pierwszy udomowiono większość zwierząt hodowlanych [3]. Wspólna podróż człowieka i konia trwa już tysiące lat. na przestrzeni tych lat zaszło wiele zmian w naszym środowisku, głównie za sprawą szybkiego postępu cywilizacyjnego, jednak natura konia nie uległa zmianie. nie zmieniła się również natura człowieka oraz fundamentalne potrzeby, które musi zaspokajać zarówno człowiek dorosły jak i dziecko. Niestety w dzisiejszym świecie coraz trudniej dostarczać dzieciom bodźców niezbędnych do ich prawidłowego rozwoju. wychowują się one często w sterylnych warunkach, w mieszkaniach ograniczających swobodę ich ruchów. Poza olbrzymią ilością zdarzeń, które pochodzą z telewizji, czy też z radia dzieciom brakuje prawdziwych doznań. coraz częściej najmłodsi posyłani są do żłobka, a następnie do przedszkola, gdzie są poddawani ciągłym nakazom i zakazom, których do końca nie rozumieją, i które nierzadko bywają sprzeczne ze spontaniczną naturą dziecka.

Efekty tych niekorzystnych zmian środowiska dają o sobie znać w występujących coraz częściej u dzieci zaburzeniach rozwoju. Powszechne stają się nerwice niemowląt i małych dzieci. chorobą społeczną stają się nadpobudliwość, niepokój ruchowy i emocjonalny dzieci pozbawionych możliwości wyładowania energii np. Poprzez bieganie na dworze i zabawy z rówieśnikami.

W trakcie terapii dzieci z zaburzeniami rozwoju, terapeuci dążą do wzbogacenia zubożonych doznać zmysłowych będących wynikiem życia w nienaturalnych warunkach. Jedną z form terapii, która pozwala dziecku odkryć na nowo utracony naturalny świat i chłonąć go wszystkimi zmysłami jest terapia poprzez jazdę konną i kontakt z koniem. I tu przed hipoterapią otwierają się olbrzymie możliwości, to ona będąc naturalną formą rehabilitacji, prowadzoną w naturalnym środowisku w kontakcie z żywym zwierzęciem, jest terapią nastawioną głównie na odbiór bodźców czuciowych i kinestetycznych, daje szansę naprawy zaburzonego przez nadmierny rozwój cywilizacji naturalnego rozwoju człowieka [2].

2. HIPOTERAPIA JAKO FORMA REHABILITACJI

Hipoterapia jest dziedziną młodą, ale cieszy fakt, iż w ostatnich latach wzrasta zainteresowanie tą formą rehabilitacji nie tylko na świecie, ale także w Polsce. Wykorzystywanie konia w celach terapeutycznych ma swój początek w grecji od v w. p.n.e., zaś w celach sportowych już od vii w. p.n.e. przez wiele lat nie pamiętano jednak o terapeutycznych skutkach jazdy konnej, dopiero w XI w. w Szkocji i Anglii zaczęto stosować jazdę konną jako formę terapii, zaś za narodziny hipoterapii uznaje się rok 1952, gdy na olimpiadzie w Helsinkach srebrny medal w ujeżdżeniu zdobyła duńska zawodniczka Liz Hartel. amazonka dotknięta chorobą heinego-medina nie przerwała treningów, a dzięki uprawianiu jeździectwa jej stan poprawił się na tyle, iż mogła nie tylko wystartować na olimpiadzie, ale również walczyć o czołowe lokaty. prężny rozwój hipoterapii w kolejnych latach obserwowano w Niemczech, Stanach Zjednoczonych i Francji. W każdym z tych państw ta młoda forma terapii ruchowej rozwinęła się w nieco odrębny sposób, powstały osobne często różniące się poglądami szkoły hipoterapii. z racji, iż w Polsce hipoterapia rozwija się, cieszy fakt, iż coraz częściej korzystamy z doświadczenia szkół zagranicznych, szczególnie francuskich i niemieckich. hipoterapia najczęściej kojarzy się z terapią zalecaną przez lekarza i prowadzoną przez wykwalifikowanych terapeutów, nie należy jednak zapominać, iż istnieją również inne formy kontaktu osoby niepełnosprawnej z koniem takie jak jazda konna rekreacyjna czy też sportowa [6].

Analizując formę rehabilitacji jaką jest hipoterapia nie sposób zauważyć, że działa ona zarówno na sferę psychiczną jak i fizyczną pacjenta. Poniżej zaprezentowane zostaną relacje najważniejsze [4].

2.1. Normalizowanie napięcia mięśniowego

Ciepło zwierzęcia i rytmika ruchów konia sprawiają, że napięte mięśnie rozluźniają się i dziecko może wykonywać ruchy, które przedtem sprawiały mu trudność. Utrzymanie prawidłowego dosiadu zmusza do prostowania się i wzmacniania mięśni grzbietu, brzucha, obręczy barkowej, a także wpływa na korygowanie wad postawy. rytmika ruchów konia wpływa rozluźniająco na spastykę mięśni u osób ze wzmożonym napięciem mięśniowym oraz pobudzająco i wzmacniająco na siłę mięśni w przypadku obniżonego napięcia mięśniowego.

2.2. Doskonalenie koordynacji wzrokowo-ruchowej

Dzięki rytmicznym ruchom konia idącego stępem dziecko poddawane terapii ma możliwość doskonalenia koordynacji wzrokowo-ruchowej. poprawia swoją orientację w przestrzeni oraz zwiększa świadomość własnego ciała, ucząc się je kontrolować.

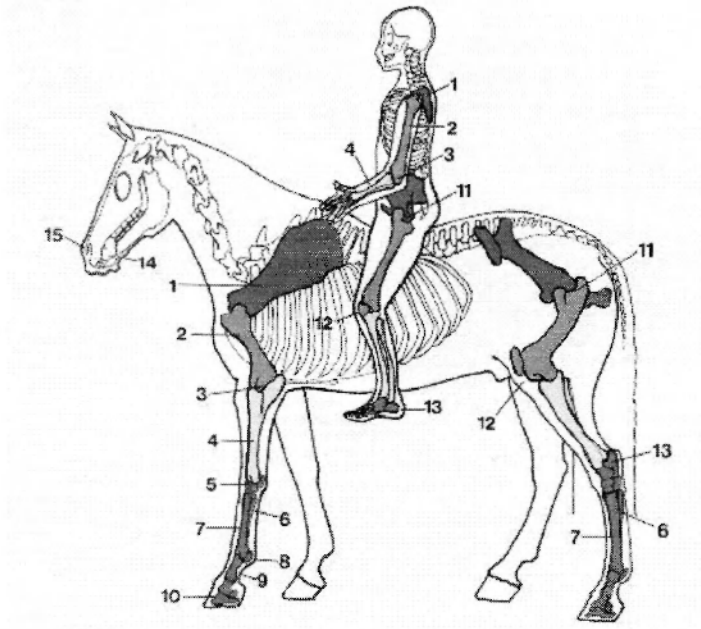
2.3. Zwiększenie możliwości koncentracji uwagi

Kontakt z żywym zwierzęciem towarzyszącym dziecku w czasie terapii pomaga mu się wyciszyć, a także ułatwia koncentrację uwagi na zadanym ćwiczeniu. dzieci podczas hipoterapii są w stanie dłużej utrzymać skoncentrowaną uwagę w porównaniu do tradycyjnych form terapii.

2.4. Kodowanie w mózgu prawidłowego wzorca ruchu miednicy podczas chodu

Ruch konia w stępie jest analogiczny do ruchów człowieka w chodzie, dlatego podczas terapii przenoszony jest prawidłowy wzorzec ruchowy. Drgania końskiego grzbietu

przenoszone są na miednicę, tułów i kręgosłup pacjenta, przez co w jego mięśniach dochodzi do napinania i rozluźniania. Ćwiczona jest równowaga, koordynacja i wiele innych czynności motorycznych. ponieważ w dosiadzie jeździeckim nogi są odciążone jazda konna stwarza doskonałą okazję do treningu tułowia w sytuacji typowej dla chodu.



Rys. 1. Porównanie budowy człowieka i konia [6]: 1) łopatka, 2) kość ramienna, 3)staw łokciowy, 4) kości przedramienia, 5) staw nadgarstkowy (u człowieka: nadgarstek), 6) kość rysikowa, 7) kość śródręcza iii, 8)staw pęcinowy, 9) kość pęcinowa, 10) kość kopytowa (kości od 6 do 10 odpowiadają kościom ludzkiej dłoni), 11) staw biodrowy, 12) staw kolanowy (kolano), 13) staw skokowy, 14) bezzębna krawędź żuchwy, 15) kość nosowa

2.5. Zwiększenie motywacji do wykonywania ćwiczeń

Dziecko dzięki zainteresowaniu nową formą terapii całkiem odmienną od dotychczasowych ćwiczeń znacznie zwiększa swoją motywację do wykonywania ćwiczeń. Jest to bardzo ważne, ponieważ gdy dziecko uczestniczy w rehabilitacji z własnej woli szybciej można oczekiwać jej rezultatów.

2.6. Zmniejszenie zaburzeń emocjonalnych, reakcji nerwicowych

Hipoterapia poprawia nie tylko sprawność fizyczną dziecka dzięki przenoszeniu prawidłowego wzorca ruchowego, ale również w znacznym stopniu przyczynia się do eliminowania zaburzeń emocjonalnych. wielokrotnie potwierdzano fakt, iż kontakt ze zwierzętami pomaga dziecku w wyciszeniu się, zmniejsza reakcje nerwicowe. Dzięki temu dzieci poddawane terapii uczą się prawidłowego komunikowania, stają się bardziej otwarte w kontaktach z rówieśnikami, zwiększa się również ich poczucie własnej wartości.

2.7. Rozwój samodzielności

Warto wspomnieć również o kolejnym pozytywnym wpływie hipoterapii. w zależności od stopnia niepełnosprawności dziecko może uczestniczyć nie tylko w zajęciach

terapeutycznych siedząc na koniu, ale może również pomagać przy prawidłowym przygotowaniu konia do jazdy. Dzięki temu młodzi pacjenci uczą się opieki nad żywym stworzeniem, czują się potrzebne mogąc opiekować się chociażby w niewielkim stopniu zwierzęciem, a dzięki temu stają się bardziej samodzielne również w innych sytuacjach.

3. FORMY HIPOTERAPII

W zależności od stopnia niepełnosprawności lekarz, bądź terapeuta prowadzący hipoterapię powinien umiejętnie dopasować jej formę do indywidualnego przypadku.

3.1. Terapia ruchem konia

Pacjent bez wykonywania jakichkolwiek ćwiczeń poddawany jest ruchom konia podczas jazdy. Niezbędna jest w tym przypadku asekuracja przez osoby z ziemi idącej obok prowadzonego konia.

3.2. Fizjoterapia na koniu

Poza terapeutycznym oddziaływaniem ruchu konia wykonywana jest gimnastyka lecznicza, prowadzona przez fizjoterapeutę, będąca doskonałym uzupełnieniem klasycznej fizjoterapii. Rozróżnia się dwa podstawowe modele fizjoterapii na koniu:
A) model neufizjologiczny – najważniejsza jest prawidłowa pozycja siedząca i prawidłowy ruch, szczególnie wskazana dla dzieci w wieku przedszkolnym,
B) model funkcjonalny – najważniejsza jest funkcja, a na drugim miejscu postrzeganie prawidłowej pozycji i ruchu, szczególnie polecana dla dzieci starszych.

3.3. Terapia kontaktem z koniem

W przypadkach, w których niemożliwe jest stosowanie terapeutycznego wpływu jazdy konnej na dziecko można korzystać z terapii kontaktem z koniem. Jej istotą jest emocjonalny kontakt pacjenta ze zwierzęciem, tworzenie sytuacji terapeutycznej w obecności konia, podczas której pacjent może w ogóle nie siedzieć na koniu. Występuje tu wykorzystanie konia do celów leczniczych. Pacjent dzięki relacjom nawiązanym ze zwierzęciem poprawia swoją komunikację ze światem zewnętrznym.

3.4. Psychopedagogiczna jazda konna i wołtyżerka

Zespół działań podejmowanych w celu usprawnienia intelektualnego, poznawczego, emocjonalnego i fizycznego. może odbywać się na lub przy koniu. Podczas jazdy konnej stosowane są działania edukacyjne, pedagogiczne, a także elementy psychoterapii, terapii zajęciowej i logopedii. Terapia ta jest prowadzona przez pedagogów i psychologów.

3.5. Jazda konna dla osób niepełnosprawnych

Nie stanowi ona części hipoterapii jednak warto o niej wspomnieć bowiem jest ona równie ważna i może mieć aspekt terapeutyczny. Jazda konna umożliwia osobom niepełnosprawnym aktywność sportową, wyrabia u nich nawyk i potrzebę aktywnego spędzania czasu. Parajeździectwo pozwala osobom niepełnosprawnym na rywalizację podczas zawodów jeździeckich również na równi z osobami pełnosprawnymi. Warto w tym miejscu wspomnieć o polskiej zawodniczce parajeżdżenia Patrycji Gepner, która z powodzeniem rywalizuje w zawodach. W 2008 r. brała udział w igrzyskach paraolimpijskich

w pekinie, zaś udanymi startami w 2009 r. wywalczyła prawo do startu na światowych igrzyskach jeździeckich Kentucky 2010.

4. WSKAZANIA I PRZECIWWSKAZANIA DO PROWADZENIA HIPOTERAPII

4.1. Wskazania do terapii na koniu dla dzieci

- Zespoły neurologiczne (mózgowe porażenie dziecięce, stany po urazach czaszkowo-mózgowych, adhd, choroby mięśni),
- zespoły ortopedyczne (wady postawy, skoliozy i stopnia wg coba, stany po amputacji i wady rozwojowe kończyn),
- zespoły genetyczne np. zespół downa (konieczne jest wykonanie zdjęcia rtg odcinka szyjnego kręgosłupa), przepukliny oponowo-rdzeniowe, zespoły psychologiczne (zaburzenia emocjonalne, upośledzenia umysłowe, niedostosowanie społeczne).

4.2. Wskazania do hipoterapii dla dorosłych

- stwardnienie rozsiane,
- stany po urazach czaszkowo-mózgowych,
- stany po udarze,
- uzależnienia,
- patologie społeczne.

4.3. Przeciwwskazania bezwzględne

- uczulenie na sierść, pot lub zapach konia,
- nie wygojone rany,
- nietolerancja formy leczenia przez pacjenta, np. niepohamowany lęk,
- pogorszenie stanu zdrowia w zespołach neurologicznych,
- podwyższona temperatura, ostre choroby infekcyjne.

4.4. Przeciwwskazania względne

- padaczka,
- upośledzenie umysłowe w stopniu głębokim,
- zaburzenia mineralizacji kości,
- utrwalone deformacje i zniekształcenia, przykurcze, ograniczenia zakresu ruchu układu kostno stawowego, np. zwichnięcia w stawach biodrowych.

5. PODSUMOWANIE

Na zakończenie raz jeszcze pragnę nadmienić, iż fenomen hipoterapii polega na jednoczesnym oddziaływaniu na sferę psychiczną jak i szeroko pojętą sferę fizyczną pacjenta. Kontakt z żywym zwierzęciem oraz prowadzenie zajęć na świeżym powietrzu pomaga w uspokojeniu się pacjenta oraz zminimalizowaniu jego zaburzeń emocjonalnych. Dzięki analogi ruchów konia z ruchami chodzącego człowieka pacjent ma możliwość ćwiczenia prawidłowej pozycji własnego działa, a także wzmacniania odpowiednich mięsni, co w późniejszych etapach terapii może przyczynić się np. do nauki samodzielnego chodzenia. Konia można porównać do uniwersalnego stanowiska terapeutycznego: raz może służyć za fragment materaca (szeroki zad), raz za terapeutyczną piłkę, bądź drabinkę, po której można się podciągać (grzywa). Stępując, wprowadza się leżącego na nim na brzuchu pacjenta, w

ruchy zbliżone do pełzania pacjenta opartego na łokciach i kolanach - w ruchy zbliżone do chodzenia na „czworaka", natomiast pacjenta siedzącego, w ruchy zbliżone do chodzenia. Nie ma drugiej pomocy terapeutycznej tak uniwersalnej [1].

LITERATURA

[1] Swift S.: Harmonia jeźdźca i konia, Dosiad naturalny, harmonia jeźdźca i konia 2, Łódź, Galaktyka, 2005.
[2] Strumińska A.: Abc hipoterapii, psychopedagogiczne aspekty hipoterapii dzieci i młodzieży niepełnosprawnych intelektualnie, fragment ze strony www.hipoterapia.org
[3] Khlova H.: konie, Warszawa, Delta, 1996
[4] Heipertz- Hengst Ch.: Jazda konna dla osób niepełnosprawnych, pwril: Warszawa, 1997
[5] Charkiewicz-Wilczek a.: Hipoterapia – co to jest? pis metody. analiza przydatności w pracy z dziećmi i młodzieżą upośledzonymi umysłowo w stopniu głębszym i głębokim. Ze strony www.zss6.krakow.pl
[6] Internet: www.horsesport.pl, www.konie.biz.pl, www.koenig.pl, www.hipoterapia.org, http://hipoterapia_sopot.free.ngo.pl,http://www.kureninriesengebirge.zgorzelec.pl,

HIPPOTHERAPY AS A NATURAL FORM OF REHABILITATION

Summary. In this publication we would like to analyse a natural form of rehabiliration, which is hippotherapy. This kind of rehabilitation is a perfect addition to another actions. Hippotherapy affects mantal, physical and intellectual sphere, what determines this form of rehabilitation as very universal. Additionaly, we made a distinction between different form of hippotherapy, which depens on disability as well as a description of the indications and containdications to its application.

Artur STRUZIK, Akademia Wychowania Fizycznego, Wrocław
Bogdan PIETRASZEWSKI, Katedra Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego, Wrocław

POZIOM ROZWIJANEGO STATYCZNEGO MOMENTU SIŁY A WYSOKOŚĆ SKOKU CMJ STUDENTÓW AWF WE WROCŁAWIU

Streszczenie. W pracy poszukiwano związku między statycznym momentem siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego (sumy prostowników i sumy zginaczy) a wysokością skoku CMJ. Rejestracji sił reakcji podłoża dokonano używając platformy dynamometrycznej firmy Kistler i oprogramowania BioWare. Badania przeprowadzono na grupie 30 studentów IV roku AWF we Wrocławiu w Pracowni Analiz Biomechanicznych. Badanymi były osoby uprawiające sport wyczynowo od minimum 5 lat. Badania miały na celu ocenę własności biomechanicznych (mierzonych w działaniach statycznych i dynamicznych) kończyn dolnych człowieka.

1. WSTĘP

Wysokość skoku jest parametrem pożądanym w wielu dyscyplinach sportowych. Odpowiada ona za końcowy wynik w sposób bezpośredni (np. skok wzwyż, skok w dal, trójskok) lub pośredni (np. koszykówka, siatkówka). Trenerzy posługują się specjalistycznymi metodami treningu ukierunkowanymi głównie na rozwój właśnie skoczności, które opierają się o doskonalenie parametrów kończyn dolnych. Autorzy za parametr mogący według nich wpływać na wysokość skoku, wybrali statyczny moment siły prostowników i zginaczy kończyn dolnych. W przypadku wykrycia takiej zależności, możliwe byłoby prognozowanie przez trenerów parametrów skoku za pomocą bardziej dostępnego momentomierza, bez konieczności użycia drogiej platformy dynamometrycznej Kistlera.

Porównywanie momentu siły mierzonego w statyce ze skokiem, czyli ruchem dynamicznym jest pewnym uproszczeniem, które zakłada pominięcie wpływu prędkości na wysokość odbicia. Zasadność takiego uproszczenia potwierdzają obserwacje Ruchlewicza i współ. [11] podczas swoich badań, które wskazują, że osoby o większej sile potrafią ją również szybciej wyzwolić w pojedynczym maksymalnym skurczu. Przypuszczenia autorów starają się potwierdzać badania Urbanika i współ. [14], Buśko i współ. [7], czy Trzaskomy [12]. Więcej jednak jest prac, które nie wykazują zależności między statycznym momentem siły kończyn dolnych a parametrami skoku CMJ (Burdukiewicz i współ. [5], Buśko [6], Buśko i współ. [8], Janiak i współ. [9], Król [10]). Ogólna mała liczba prac tego typu skłoniła autorów do samodzielnego sprawdzenia tych związków.

Celem pracy było poszukiwanie zależności, między statycznym momentem siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego a wysokością skoku CMJ.

2. MATERIAŁ I METODY BADAŃ

2.1. Materiał badawczy

W badaniach wzięli udział studenci IV roku Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu z 5 grup dziekańskich o specjalności trenersko-instruktorskiej – łącznie 30-stu mężczyzn. Były to osoby w wieku od 22 do 28 lat, które od minimum pięciu lat uprawiają czynnie głównie sporty zespołowe: piłka nożna, koszykówka, siatkówka, piłka ręczna. Badania zostały przeprowadzone między marcem a czerwcem 2008 r. w Pracowni Analiz Biomechanicznych na Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu. Studenci zostali przebadani kolejno na platformie dynamometrycznej Kistlera i stanowisku do pomiarów statycznych momentów sił mięśniowych. Każdy z uczestników przed badaniem został poddany pomiarowi wysokości i masy ciała oraz podał swój wiek (liczbę ukończonych lat) i staż treningowy. Dokładny opis grupy badawczej znajduje się w tabelach nr 1 oraz 2.

Tabela 1. Charakterystyka grupy badawczej

	Masa ciała [kg]	**Wysokość ciała [cm]**	**Wiek**	**Dyscyplina (ilość lat trenowania)**
30	79,4 10	181,9 6,3	23,5 1,1	9,6 3,3

Tabela 2. Uprawiane dyscypliny sportowe w grupie badawczej

Dyscyplina:	**Ilość osób uprawiających:**
Piłka nożna	9
Siatkówka	7
Pływanie	6
Koszykówka	2
Piłka ręczna	1
Biegi na orientację	1
Judo	1
Tenis stołowy	1
Szermierka	1
Wspinaczka	1

2.2. Metoda badawcza

Do zbadania wysokości skoku CMJ została użyta platforma dynamometryczna szwajcarskiej firmy Kistler, czyli najbardziej nowoczesne i dokładne urządzenie do pomiarów dynamometrycznych. Badany stając na platformie wykonywał skok w górę z miejsca poprzedzony szybkim ugięciem nóg i zamachem [4]. Dokładnie rejestrowany czas odbicia i lądowania pozwala ocenić czas trwania fazy lotu i wyliczyć jego wysokość. Komputer rejestruje pomiar, uzyskując liczbowy i graficzny obraz trzech składowych sił reakcji podłoża (F_x, F_y i F_z) oraz wektora siły wypadkowej. Są one mierzone za pomocą czterech czujników piezoelektrycznych umieszczonych w płycie platformy, połączonej bezpośrednio ze wzmacniaczem firmy Kistler, który łączy się poprzez przetwornik analogowo-cyfrowy z komputerem. Program BioWare® dostarczony przez producenta platformy służy do zbierania i analizy danych (*http://www.kistler.com/*). Dzięki zastosowaniu dwóch platform dynamometrycznych jednocześnie, zostały zarejestrowane siły kończyny lewej i prawej. Platformy są zbudowane z materiału o niskiej częstotliwości drgań własnych

oraz przymocowane do podłoża (aby zapobiec przesunięciom) jedna obok drugiej. Przed eksperymentem poinformowano osoby badane o czynności, jaką mają wykonać oraz zmotywowano do poprawnego wykonania ćwiczenia. Każdy z badanych dwukrotnie wykonał skok CMJ - skok pionowy poprzedzony ruchem w dół (*counter movement jump*) [3]. Ćwiczący stawał na platformach tak, że każda stopa stała na osobnej platformie. Z pozycji wyprostowanej ćwiczący na komendę „gotów" wykonywał maksymalny skok pionowy. Lądowanie musiało nastąpić na tych samych platformach, z których zostało wykonane odbicie. Badanym została również zwrócona uwaga na jednoczesne odbicie z dwóch nóg oraz amortyzację podczas lądowania. Przy wykorzystaniu zarejestrowanego ciągu liczbowej dla próby wyższej, został odczytany czas lotu, dzięki czemu możliwe było wykorzystanie wzoru (równanie nr 1) i obliczenie wysokości skoku dla g = 9,80665 —.

–

Dodatkowo każdy ze studentów został przebadany pod kątem statycznych momentów sił kończyn dolnych (lewej i prawej) dla stawu kolanowego przy kątach 75° dla prostowników i 15° dla zginaczy (za 0° przyjęto pełny wyprost w stawie). Wartości kątów zostały dobrane tak, by uzyskać możliwie największy moment siły zarówno dla prostowników jak i dla zginaczy [3]. Do tego celu wykorzystano Fotel UPR-01 B z dwiema głowicami pomiarowymi (mierzącymi statyczny moment siły) firmy OPIW Opole wyposażony również w pasy stabilizujące (*http://www.opiw.pl/*). Momentomierz umożliwia bezpośredni pomiar statycznego momentu siły. Badany po zajęciu miejsca na fotelu został przypięty pasami stabilizującymi (biodra przylegają do oparcia) na klatce piersiowej oraz udach w celu stabilizacji sąsiednich segmentów ciała i zarejestrowania maksymalnego momentu siły wybranej grupy mięśni. Ma to na celu wyeliminowanie wpływu sąsiednich grup mięśniowych na mierzoną wartość momentów siły w obrębie stawów kolanowych [13]. Oś momentomierza została ustawiona indywidualnie do każdej osoby tak, by pokrywała się z osią poprzeczną badanego stawu (w tym przypadku kolanowego – 2,5 cm powyżej szczeliny stawu) [3]. Po dokładnym wyjaśnieniu na czym polega próba i umotywowaniu do uzyskania jak największej wartości momentu siły, badany na polecenie „gotów" wykonywał eskperyment. Po wykonaniu próby dla prawej i lewej nogi dla jednego z kątów, były one powtarzane, a zapisywana zostawała wyższa wartość momentu mięśniowego w danej próbie. Za każdym razem kolejność nogi ćwiczącej była ta sama – prawa, lewa.

3. WYNIKI

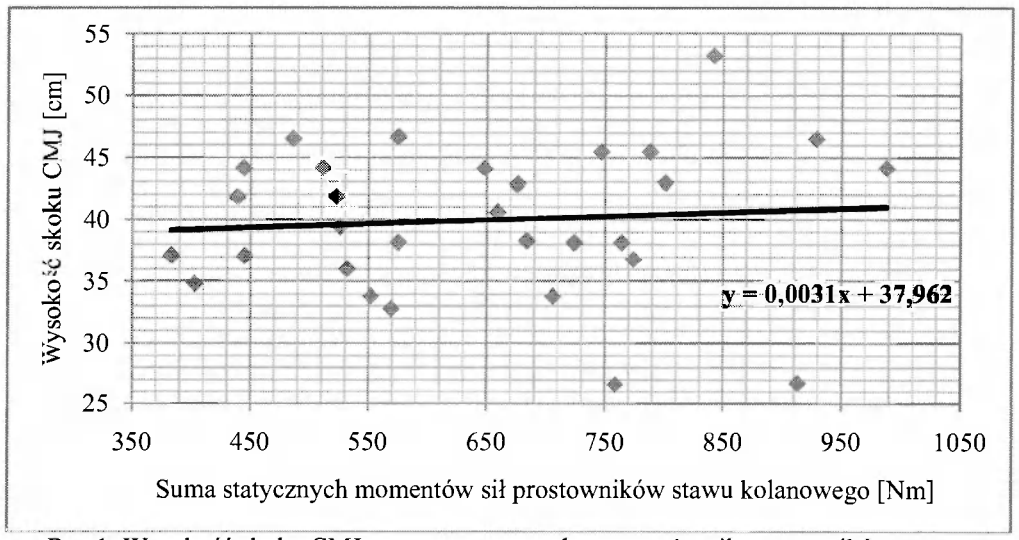
Wartości uzyskanych w badaniach parametrów wraz z odchyleniem standardowym przedstawia tabela nr 3. Zestawienie statycznych momentów sił prostowników i zginaczy stawu kolanowego z wysokością skoku CMJ wykazało brak istotnych statystycznie korelacji w badanej grupie, przy użyciu współczynnika r-Pearsona oraz testu t-Studenta.

Tabela 3. Wyniki badań (SD)

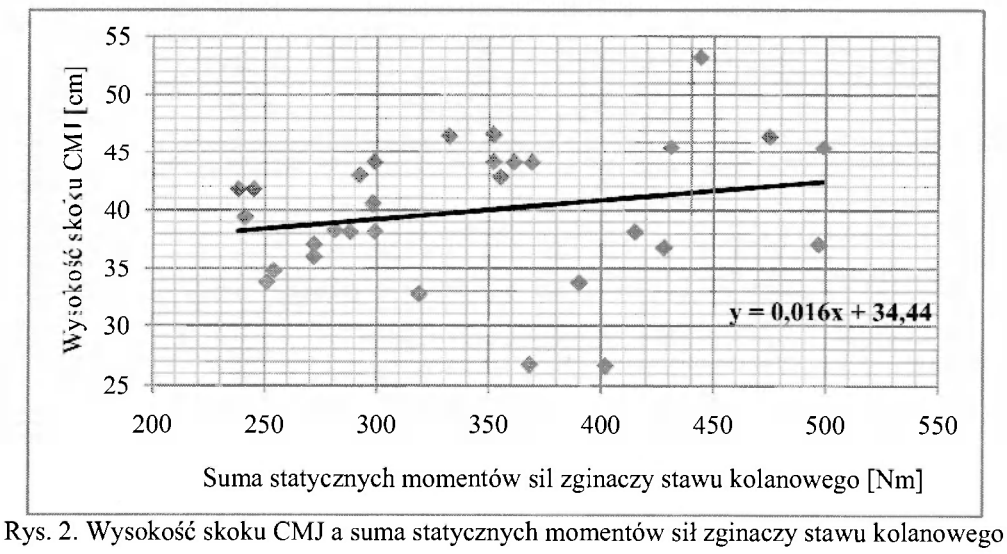
PP [Nm]	PL [Nm]	PS [Nm]	ZP [Nm]	ZL [Nm]	ZS [Nm]	F_o [N]	h_s [m]
331 84	314 84	646 164	177 39	167 45	344 78	1889 390	0,4 0,06

PP – moment siły prostowników stawu kolanowego kończyny prawej, PL – moment siły prostowników stawu kolanowego kończyny lewej, PS – suma momentów sił prostowników stawu kolanowego obu kończyn, ZP –moment siły zginaczy stawu kolanowego kończyny

prawej, ZL –moment siły zginaczy stawu kolanowego kończyny lewej, ZS – suma momentów sił zginaczy stawu kolanowego obu kończyn, F_o – maksymalna siła odbicia kończyn dolnych podczas skoku CMJ, h_s – wysokość skoku CMJ



Rys.1. Wysokość skoku CMJ a suma statycznych momentów sił prostowników stawu kolanowego



Rys. 2. Wysokość skoku CMJ a suma statycznych momentów sił zginaczy stawu kolanowego

4. DYSKUSJA I WNIOSKI

Uzyskane wyniki badań pokazują dodatnie związki między statycznym momentem siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego a wysokością skoku CMJ, jednak zależności te nie są istotne statystycznie, podobnie jak w większości cytowanych pracach [5, 6, 8, 9, 10]. Podobne wyniki osiągnął w swoich badaniach Buśko [6] na grupie koszykarzy, który pisze o braku istotnych statystycznie zależności między statycznymi momentami sił a parametrami

w skoku CMJ. Burdukiewicz i współ. [5] badając grupę piłkarzy w wieku 15-16 lat tłumaczą brak współzależności między skokiem CMJ a obwodami kończyn dolnych (będących pośrednią miarą umięśnienia ciała), młodym wiekiem badanych, którzy nie osiągnęli jeszcze procesu rozwoju. Studenci badani przez Janiaka i współ. [9] uzyskali o prawie 6 cm lepsze wyniki w skoku i około 100 Nm większą sumę momentów sił prostowników od osób badanych przez autorów. Jednak i w tej grupie nie znaleziono istotnych współzależności między parametrami wyskoku i siłą statyczną kończyn dolnych. Buśko i współ. [7] badając również grupę studentów (nietrenujących) wykazali istotny związek między statycznymi momentami sił kończyn dolnych a mocą rozwijaną w skoku CMJ oraz jego wysokością. Zdają się one być potwierdzeniem wyników uzyskanych przez Urbanika i współ. [14]. Do podobnych wyników doszedł również Trzaskoma [12] badając grupę tenisistów ziemnych. Trudności wykonywania skoku CMJ tak, by wykorzystać w pełni potencjał siłowy opisuje w swoich pracach Bober [1, 2]. Zwraca on istotną uwagę na kąt ugięcia nóg w fazie odbicia, prędkość wykonania tego ruchu oraz zamach. W dyscyplinach, gdzie nie występuje skok zbliżony techniką do skoku CMJ, może on powodować problemy z jego poprawnym technicznie wykonaniem. Zdają się to potwierdzać badania Buśko i Nowaka [8], które mówią o braku wzrostu mocy i wysokości skoku CMJ wraz z jednoczesnym wzrostem statycznego momentu sił kończyn dolnych u judoków. Król [10] na podstawie swoich badań na piłkarzach pisze wprost, że skok CMJ nie jest dobrym narzędziem do kontroli treningu piłkarzy. Najlepszym opisem tego typu skoku niech pozostanie fakt, że jest on wykorzystywany jako miernik skoczności przy ustalaniu treningu plyometrycznego [4]. Uzyskano dodatkowo istotną statystycznie, silną korelację dodatnią (r=0,63) między maksymalną siłą odbicia a wysokością skoku dla całej grupy badanych studentów.

Podsumowując, badania autorów wykazały brak istotnych korelacji między statycznymi momentami sił kończyn dolnych a wysokością skoku CMJ na tle całej grupy. Korelacje te jednak zmieniają się istotnie w podgrupach dobranych pod względem uprawianych dyscyplin sportu, mając duży wpływ na wynik ogólny. Wyodrębniając z badanej grupy piłkarzy nożnych uzyskano dla nich silnie ujemną korelację (r=-0,6) między statycznym momentem siły prostowników stawu kolanowego oraz wysokością skoku. Konieczne są więc dalsze badania na bardziej jednolitej pod względem uprawianej dyscypliny sportowej grupie, by postawione przez autorów hipotezy mogły uzyskać potwierdzenie. Statyczny moment siły zginaczy stawu kolanowego koreluje silniej z wysokością skoku, niż statyczny moment siły prostowników stawu kolanowego, co może potwierdzać duże znaczenie fazy zamachu (gdzie działają mięśnie zginające staw kolanowy) w skoku CMJ. Sugeruje to zwrócenie uwagi w treningu na zwiększanie również siły mięśni antagonistycznych.

LITERATURA

[1] Bober T.: Efektywność techniki ruchu pod kątem działania mięśni w cyklu rozciągnięcie – skurcz (CR-S). Biomechanika'94 : XII Szkoła Biomechaniki, Wrocław-Szklarska Poręba, 20-23 października 1994 r., Wrocław, Politechnika, 1994, s. 50-60.
[2] Bober T.: Działalność mięśni w cyklu rozciągnięcie – skurcz a skuteczność techniki sportowej. Sport Wyczynowy, nr 1-2 / 361-362, Warszawa, 1995, s. 40-50.
[3] Bober T., Zawadzki J.: Biomechanika układu ruchu człowieka. Wydanie III poprawione, Wrocław, Wydawnictwo BK, 2006.
[4] Bober T., Rutkowska-Kucharska A., Pietraszewski B.: Ćwiczenia plyometryczne – charakterystyka biomechaniczna, wskaźniki, zastosowania. Sport Wyczynowy, nr 7-9 / 511-513, Warszawa, 2007, s. 5-23.

[5] Burdukiewicz A., Pietraszewska J., Pietraszewski B.: Siła dynamiczna kończyn dolnych a morfologia ciała piłkarzy nożnych. Studia i Monografie AWF we Wrocławiu, nr 59, Wrocław, 2001, s. 17-26.
[6] Buśko K.: Selected biomechanical characteristics of male and female basketball national team players. Biology of Sport, Volume 6, no. 4, Warszawa, 1989, s. 319-328.
[7] Buśko K., Madej A., Mastalerz A., Urbanicz Cz., Witt B.: Zależność między mocą maksymalną rozwijaną w wybranych aktach ruchowych a beztłuszczową masą ciała i statycznymi momentami sił kończyn dolnych. Wychowanie Fizyczne i Sport, tom 48, nr 1, Warszawa, 2004, s. 25-31.
[8] Buśko K., Nowak A.: Changes of maximal muscle torque and maximal power output of lower extremities in male judoists during training. Human Movement, volume 9, nr 2 (18), Wrocław, 2008, s. 111-115.
[9] Janiak J., Eliasz J., Gajewski J.: Maksymalna siła statyczna kończyn dolnych a parametry wyskoku pionowego. Biology of Sport, Volume 14, Suppl. 7, Warszawa, 1997, s. 65-69.
[10] Król H.: Próba oceny przydatności testu skoku (CMJ) do kontroli postępu treningu w okresie przygotowawczym piłkarzy nożnych. Rozprawy Naukowe AWF we Wrocławiu, nr 28, Wrocław, 2008, s. 35-38.
[11] Ruchlewicz T., Chwała W., Staszkiewicz R.: Biomechaniczna charakterystyka skurczu izometrycznego antagonistycznych grup mięśni stawów łokciowych i kolanowych. Materiały Ogólnopolskiej Konferencji Naukowej Biomechanika '95, nr 73, Kraków, 1995, s. 232-240.
[12] Trzaskoma Z.: Zależność między wskaźnikiem siły „zginacze-prostowniki" kończyn dolnych i tułowia a mocą maksymalną. Biology of Sport, Volume 15, Suppl. 8, Warszawa, 1998, s. 155-160.
[13]Trzaskoma Z., Trzaskoma Ł.: Kompleksowe zwiększanie siły mięśniowej sportowców. Warszawa, Centralny Ośrodek Sportu, 2001.
[14] Urbanik Cz., Buśko K., Grudniak K., Mastalerz A.: Związek między statycznym momentem sił i mocą odbicia kończyn dolnych. Biomechanika'94 : XII Szkoła Biomechaniki, Wrocław-Szklarska Poręba, 20-23 października 1994 r, nr 75, Wrocław, 1994, s. 309-311.

THE LEVEL OF THE STATIC MOMENT OF FORCE AND CMJ HEIGHT OF UNIVERSITY SCHOOL OF PHYSICAL EDUCATION STUDENTS

Summary. The purpose of the research was to determine the relationship between the static moment of force of knee joint flexors and extensors (sum of flexors and sum of extensors) and the height of CMJ jump. Dynamometric Kistler plate and BioWare software were applied to record the ground reaction force. 30 University School of Physical Education students participated in the study. The research was conducted in the Laboratory of Biomechanical Analysis in Wroclaw. Subjects have been performing professional sport no less than 5 years. The purpose of the research was to assess the biomechanical properties of the lower limbs (measured during static and dynamic exercises).

Cyprian SUCHOCKI, Zakład Konstrukcji Maszyn i Inżynierii Biomedycznej, Instytut Mechaniki i Poligrafii, Politechnika Warszawska, Warszawa

MODELOWANIE KONSTYTUTYWNE TKANKI KOSTNEJ I METODY WYZNACZANIA STAŁYCH MATERIAŁOWYCH

Streszczenie. Pracę rozpoczyna krótki rys historyczny dotyczący rozwoju mechaniki ośrodków ciągłych od początków XIX w., aż do dnia dzisiejszego. Omówiono kilka wariantów równań konstytutywnych, które mogą posłużyć do opisu własności mechanicznych tkanki kostnej. Uwzględniono przy tym najnowsze osiągnięcia w zakresie mechaniki ośrodków ciągłych. W dalszej części pracy opisano problem wyznaczania stałych materiałowych. Skupiono się przy tym na algorytmie aproksymacji Levenberg'a – Marquardt'a.

1. WSTĘP

Teoria sprężystości rozwinęła się jako pierwszy z działów mechaniki ośrodków ciągłych (MOC) jeszcze na początku XIX w. Podstawowym modelem materiału wykorzystywanym w owej teorii jest model materiału o liniowej charakterystyce naprężenie – odkształcenie i jednakowych własnościach mechanicznych we wszystkich kierunkach. Materiał tego typu określa się mianem izotropowego materiału liniowo sprężystego, zaś jego model jest powszechnie znany pod nazwą „prawo Hooke'a". Modele materiałowe mechaniki ośrodków ciągłych określa się też często mianem równań konstytutywnych. Nazwa ta pochodzi od greckiego słowa *constituo* – ustanawiać. Równanie konstytutywne jest zatem równaniem ustanawiającym materiał. Model materiału liniowo sprężystego i izotropowego znalazł bardzo szerokie zastosowanie i jest do dziś z powodzeniem wykorzystywany do opisu własności mechanicznych takich materiałów jak np. stal. W pierwszej połowie XX w. pojawiły się jednak materiały, których nie dało się opisać za pomocą standardowego modelu liniowego. Były to polimery, coraz szerzej stosowane jako materiały konstrukcyjne w rozmaitych gałęziach przemysłu. Doświadczenia wykazały, że reakcja materiałów polimerowych na wymuszenie (siłowe lub kinematyczne) jest zależna od czasu i co więcej często jest nieliniowa (elastomery). Pojawiła się konieczność zastosowania modeli materiałowych, które pozwoliłyby na dokładny opis własności nowych materiałów, a co za tym idzie także i na efektywne obliczenia inżynierskie w ramach prac projektowych.

Pierwszy model tzw. materiału z pamięcią, czyli materiału którego odpowiedź na obciążenie jest zależna od czasu, został opracowany jeszcze pod koniec XIX w. przez niemieckiego fizyka Ludwiga Boltzmanna. Stanowił on podwalinę nowego działu MOC, tj. teorii lepkosprężystości. Nazwa nowej teorii oddaje własności opisywanych przez nią materiałów. Materiały te wykazują zarówno własności sprężystego ciała stałego (magazynowanie energii) jak i lepkiej cieczy (rozpraszanie energii). Mówiąc obrazowo: są czymś pomiędzy stalą a wodą. Modele Boltzmanna opisywały materiały, których reakcja zależała liniowo od obciążenia, zaś nieliniowo od czasu. Teorię lepkosprężystości rozwinął w latach 20-tych i 30-tych XX w. włoski matematyk Vito Volterra, co umożliwiło opis materiałów o nieliniowej charakterystyce naprężenie – odkształcenie i równocześnie nieliniowej zmienności reakcji materiału w czasie. Teoria Volterry jest jednak bardzo

skomplikowana i nawet dzisiaj w dobie powszechnego dostępu do komputerów osobistych znajduje ona ograniczone zastosowanie.

W latach 40-tych XX w. amerykanie Melvin Mooney i Ronald Rivlin, opracowali niezależnie pierwsze modele nieliniowych materiałów sprężystych poddawanych dużym odkształceniom. W ten sposób powstał nowy, do dziś rozwijany dział MOC, tj. teoria hipersprężystości. Modele hipersprężystości znalazły w pierwszej kolejności zastosowanie do opisu własności mechanicznych gum i kauczuków.

Druga połowa XX w. przyniosła gwałtowny rozwój inżynierii biomedycznej, w tym także biomechaniki. Badania własności mechanicznych materiałów biologicznych ujawniły, że prawie zawsze wykazują one mniejszą lub większą nieliniowość charakterystyki naprężenie – odkształcenie oraz zdolność do lepkiego rozpraszania energii (lepkosprężystość). Równolegle rozwinął się przemysł kompozytów polimerowych, coraz szerzej stosowanych jako materiały konstrukcyjne (np. w przemyśle samochodowym i lotniczym), które podobnie jak tkanki biologiczne wykazują nieliniowość materiałową i lepkosprężystość. W tej sytuacji na potrzeby obliczeń inżynierskich sięgnięto zarówno do teorii lepkosprężystości jak i hipersprężystości. Nowoczesna mechanika ośrodków ciągłych zajmuje się opracowywaniem równań konstytutywnych uwzględniających silnie nieliniowe charakterystyki naprężenie – odkształcenie, lepkosprężystość, zależność reakcji materiału od prędkości odkształcenia oraz anizotropię. Wykorzystuje się przy tym opracowaną pod koniec lat 70-tych metodę uwzględniania anizotropii materiału za pomocą tensorów struktury.

W pracy zaprezentowano równania konstytutywne, które mogą posłużyć do opisu własności mechanicznych tkanki kostnej. Wskazano na rozwiązanie, które najwierniej oddałoby właściwości tkanki kostnej. Uwzględniono przy tym najnowsze trendy obowiązujące w mechanice ośrodków ciągłych. Omówiono również program komputerowy wykorzystujący metodę aproksymacji Levenberga – Marquardta, który może służyć do wyznaczania stałych materiałowych dowolnego równania konstytutywnego.

2. MODELOWANIE KONSTYTUTYWNE I METODY WYZNACZANIA STAŁYCH MATERIAŁOWYCH

2.1. Równania konstytutywne tkanki kostnej stosowane do tej pory w symulacjach MES

Jak wykazały badania tkanka kostna w zakresie sprężystym wykazuje zależność naprężenie – odkształcenie, którą w przybliżeniu można uznać za liniową (w wypadku kości gąbczastej widoczne jest jednak lekkie zakrzywienie). Tkanka kostna ma własności lepkosprężyste, a więc jest zdolna zarówno do magazynowania energii odkształcenia (jak sprężyna) jak i do lepkiego rozpraszania energii (zamianę jej na ciepło i oddanie do otoczenia). Oprócz tego stwierdzono, że tkanka kostna jest materiałem ortotropowy, tj. wykazującym odmienne własności mechaniczne w trzech prostopadłych kierunkach. Reakcja tkanki kostnej na obciążenie zależy też od prędkości odkształcenia.

Wszystkie te właściwości, czynią modelowanie tkanki kostnej zadaniem trudnym. Nie powstało jeszcze jedno równanie konstytutywne modelujące tkankę kostną, które uwzględniałoby jednocześnie nieliniowość, lepkosprężystość, ortotropię i zależność od prędkości odkształcenia. A trzeba pamiętać jeszcze o zdolności tkanki kostnej do nieustannej przebudowy (remodelingu).

Opracowane do tej pory równania konstytutywne tkanki kostnej cechują się mniejszymi lub większymi uproszczeniami. Nie znaczy to jednak, że równania te są bezużyteczne. Kluczowe pytanie odnoszące się do symulowania procesów deformacji tkanki kostnej brzmi: jakie cechy tkanki będą w danym wypadku odgrywać najważniejszą rolę? Niejednokrotnie może się okazać, że w danym wypadku uwzględnianie wszystkich własności mechanicznych

tkanki kostnej nie jest konieczne i wykorzystanie modelu uproszczonego jest w pełni uzasadnione, gdyż zdecydowanie skraca czas obliczeń.

Najprostszym równaniem konstytutywnym tkanki kostnej jest równanie materiału liniowo sprężystego i izotropowego. W notacji wskaźnikowej przyjmuje ono znaną postać:

$$\sigma_{ij} = K e_{\alpha\alpha}\delta_{ij} + 2G\left(e_{ij} - \frac{e_{\alpha\alpha}}{3}\delta_{ij}\right) \tag{2.1}$$

Równanie to pomija w zasadzie wszystkie wspomniane wcześniej w tekście własności. Niekiedy może być ono jednak w zupełności wystarczające. Np. w sytuacji, kiedy w modelowanym układzie biomechanicznym odkształcenia tkanki kostnej są pomijalnie małe w porównaniu do odkształceń innych tkanek lub biomateriałów.

Bardziej zaawansowanym równaniem liniowej sprężystości jest uogólnione prawo Hooke'a, które w notacji wskaźnikowej przyjmuje postać:

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl}e_{kl} \tag{2.2}$$

Równanie to w wersji dla materiału ortotropowego jest szeroko stosowane do modelowania zarówno kości zbitej, jak i gąbczastej.

Opracowane do tej pory równania konstytutywne, uwzględniające lepkosprężystość tkanki kostnej, pomijają jej ortotropię. Równanie relaksacji tkanki kostnej traktowanej jako materiał izotropowy ma postać:

$$\begin{aligned}\sigma_{ij}(t) &= \delta_{ij}\int_0^t K(t-\tau)\frac{\partial e_{\alpha\alpha}(\tau)}{\partial\tau}d\tau + \\ &+ \int_0^t 2G(t-\tau)\frac{\partial\left(e_{ij}(\tau) - \frac{e_{\alpha\alpha}(\tau)}{3}\delta_{ij}\right)}{\partial\tau}d\tau\end{aligned} \tag{2.3}$$

Najczęściej wykorzystuje się funkcje relaksacji odpowiadające uogólnionemu modelowi Maxwella z połączeniem równoległym .

2.2. Propozycje nowych równań konstytutywnych tkanki kostnej

W ostatnich latach coraz większą popularnością zaczyna cieszyć się teoria będąca uogólnieniem teorii lepkosprężystości obejmującym przypadki dużych odkształceń (standardowa teoria lepkosprężystości zakłada, że odkształcenia są nieskończenie małe). Teoria ta jest formułowana w konfiguracji pierwotnej, z uwagi na stosunkowo prostą interpretację fizyczną składowych prawego tensora deformacji Cauchy'ego – Greena **C**. Niestety ograniczona ilość miejsca nie pozwala omówienie podstaw mechaniki ośrodków ciągłych. Czytelnika odsyła się do odpowiednich podręczników, jak np. [3], [4].

Przyjmuje się, że naprężenie w danej chwili (**S** – tensor naprężenia Pioli Kirchhoffa II – ego rodzaju) jest sumą natychmiastowej odpowiedzi sprężystej, odpowiadającej aktualnemu stanowi odkształcenia, oraz członu wynikającego z historii stanu odkształcenia w danej cząstce materialnej deformowanego ośrodka. Na podstawie powyższego założenia możemy sformułować następujące ogólne równanie konstytutywne odniesione do pierwotnej konfiguracji materiału:

$$\mathbf{S}(t) = \mathbf{S}_e(\mathbf{C}(t)) + \Im_{s=0}^{\infty}\{\mathbf{G}(t-s);\mathbf{C}(t)\} \tag{2.4}$$

Drugi człon w powyższym równaniu jest pewnym funkcjonałem tensora relaksacji **G** (tensor czwartego rzędu) oraz tensora deformacji **C**. Funkcjonał historii odkształcenia możemy rozdzielić na dwie części, z których pierwsza odpowiedzialna jest za pamięć krótkotrwałą materiału, zaś druga za pamięć długotrwałą. Wówczas:

$$\mathbf{S}(t) = \mathbf{S}_e(\mathbf{C}(t)) + \Im_{s=0}^{\delta}\{\mathbf{G}(t-s);\mathbf{C}(t)\} + \Im_{s=\delta}^{\infty}\{\mathbf{G}(t-s);\mathbf{C}(t)\} \tag{2.5}$$

Jeśli teraz przyjmiemy, że człon pamięci krótkotrwałej odpowiedzialny będzie za tzw. naprężenia lepkie zależne od prędkości odkształcenia, natomiast człon pamięci długotrwałej będzie mieć postać tzw. całki dziedziczenia, to:

$$\mathbf{S}(t) = \mathbf{S}_e(\mathbf{C}(t)) + \mathbf{S}_v(\dot{\mathbf{C}}(t);\mathbf{C}(t)) + \int_{\delta}^{\infty}\Sigma(\mathbf{G}(t-s),\tau;\mathbf{C}(t))d\tau \tag{2.6}$$

Kolejne człon występujące w równaniu (2.6) mają kolejno postać:

$$\mathbf{S}_e(t) = 2\frac{\partial W_e}{\partial \mathbf{C}} \tag{2.7}$$

$$\mathbf{S}_v(t) = 2\frac{\partial W_v}{\partial \dot{\mathbf{C}}} \tag{2.8}$$

$$\int_{\delta}^{\infty}\Sigma(\mathbf{G}(t-s),s;\mathbf{C}(t))ds = \int_{\delta}^{t}\mathbf{G}(t-\tau)\dot{\mathbf{S}}_e(\mathbf{C}(\tau))d\tau \tag{2.9}$$

Funkcje W są skalarnymi potencjałami odpowiednio naprężeń sprężystych i lepkich. Wartości funkcji potencjalnych nie mogą zależeć od wyboru układu współrzędnych. Stąd potencjały uzależnia się od niezmienników odpowiednich tensorów (w tym wypadku od niezmienników prawego tensora deformacji Cauchy'ego – Greena oraz od niezmienników jego prędkości). Po wykorzystaniu (2.7), (2.8) i (2.9) w (2.6) otrzymujemy następującą, ogólną postać równania konstytutywnego zapisanego w konfiguracji pierwotnej:

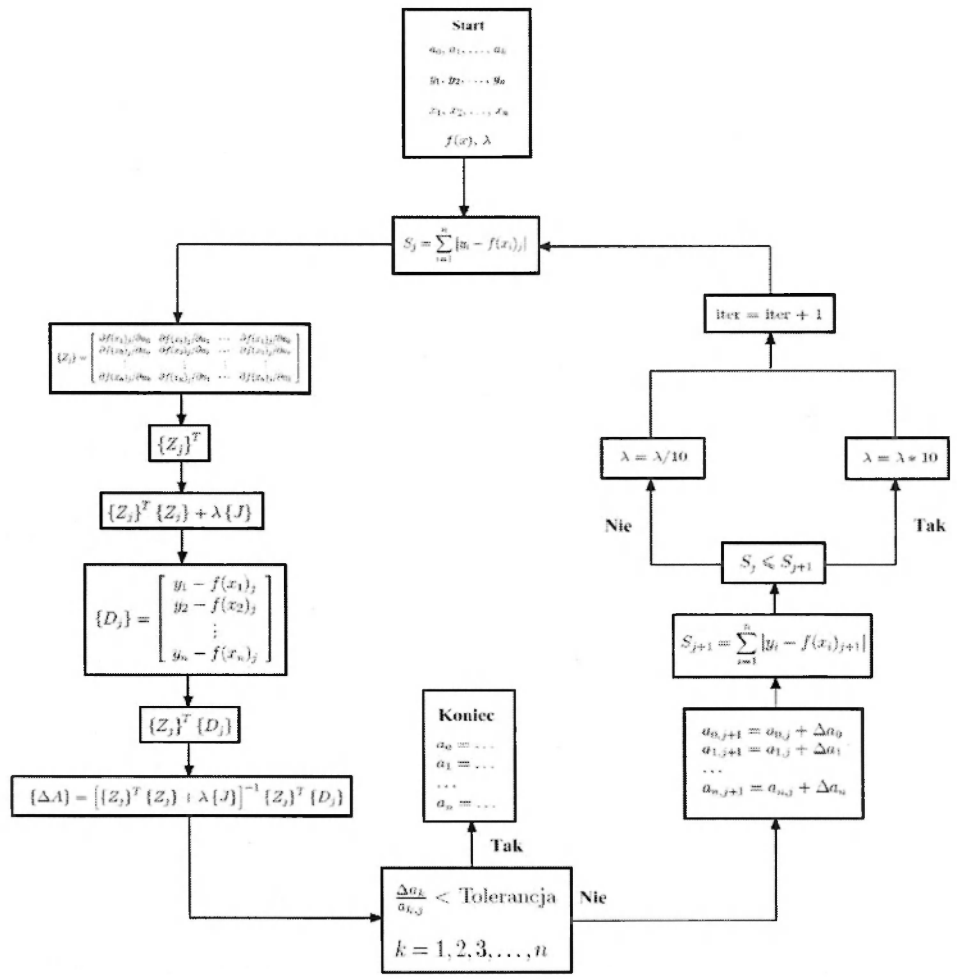
$$\mathbf{S}(t) = 2\frac{\partial W_e}{\partial \mathbf{C}} + 2\frac{\partial W_v}{\partial \dot{\mathbf{C}}} + \int_{\delta}^{t}\mathbf{G}(t-\tau)\cdot\dot{\mathbf{S}}_e(\mathbf{C}(\tau))d\tau \tag{2.10}$$

Nasuwa się pytanie o postać funkcji potencjalnych. Z pewnością obie funkcje powinny wykorzystywać tensory strukturalne, w celu uwzględnienia anizotropii tkanki kostnej. Potencjał naprężeń sprężystych powinien być zbliżony do potencjału typu Neo – Hooke lub Mooney'a – Rivlin'a tak, aby uchwycić niewielką nieliniowość zależności naprężenie – odkształcenie. Można też rozważyć zastąpienie tensora **G** skalarną funkcją relaksacji G.

Równanie konstytutywne typu (2.10) uwzględniałoby takie cechy tkanki kostnej jak nieliniowość, lepkosprężystość, ortotropię i zależność reakcji materiału od prędkości odkształcenia.

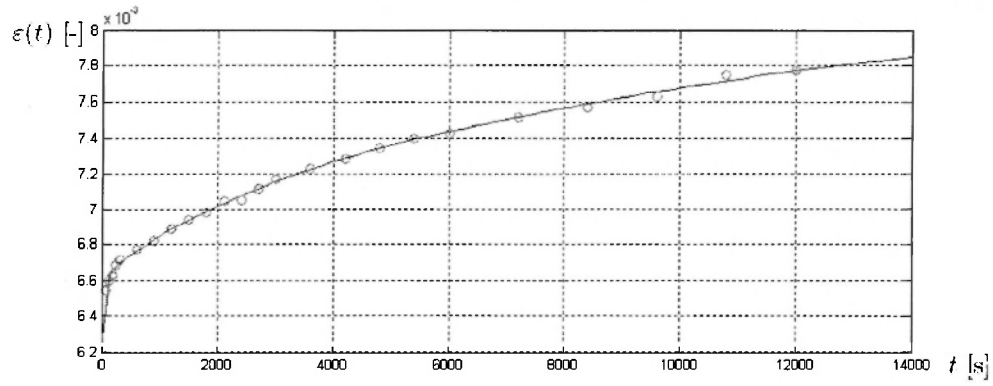
2.3. Metody wyznaczania stałych materiałowych

Stałe materiałowe zaawansowanych modeli MOC wyznaczyć można posługując się metodami regresji nieliniowej. Algorytmem nieliniowej aproksymacji najodpowiedniejszym do wyznaczania stałych materiałowych jest algorytm Levenberg'a – Marquardt'a (rysunek 1). Na podstawie podanego algorytmu opracowano program napisany w języku MATLAB.



Rys. 1. Algorytm aproksymacji metody Levenberg'a – Marquardt'a

Optymalizacja modelu przebiegała w czterech etapach:
1) Optymalizacja współczynników ω_i (wszystkich trzech w jednej pętli optymalizacji L – M);
2) Optymalizacja pary współczynników ω_1 i τ_1;
3) Optymalizacja pary współczynników ω_2 i τ_2;
4) Optymalizacja pary współczynników ω_3 i τ_3.
Wyniki aproksymacji krzywej pełzania PVC przedstawiono na rysunku 2.



Rys. 2. Wyniki aproksymacji krzywej pełzania PVC przy użyciu metody Levenberg'a – Marquardt'a

W przyszłości planowane jest uzupełnienie programu o kryterium dodatniego znaku wyznaczanych stałych.

LITERATURA

[1] Dondurur D., Sari C.: A Fortran 77 computer code for damped least-squares inversion of Slingram electromagnetic anomalies over thin tabular. Computers & Geosciences 30 (2004), str. 591 – 599.
[2] Pioletti D. P.: Viscoelastic Constitutive Law Based on the Time Scale of the Mechanical Phenomena. Mechanics of Biological Tissue Part IV, Springer Berlin Heidelberg, 2006, 399-404.
[3] Wilczyński A.: Mechanika polimerów w praktyce konstrukcyjnej. Wyd.1. Warszawa: WNT, 1984.
[4] Fung Y. C.: Podstawy mechaniki ciała stałego. Wyd.1. Warszawa: PWN, 1969.

CONSTITUTIVE MODELING OF BONE TISSUE AND METHODS FOR DETERMINING THE MATERIAL CONSTANTS

Summary. This work begins with a short historical note on the development of continuum mechanics from the beginning of XIXth century to the present day. In the following part of the work different variants of constitutive equation that models bone tissue have been presented. At this point the newest achievements of the continuum mechanics have been taken into account. The rest of the work covers the problem of determining the material constants. Here special attention have been paid to the Levenberg – Marquardt nonlinear regression algorithm.

Arkadiusz SZAREK, Instytut Obróbki Plastycznej, Inżynierii Jakości i Bioinżynierii, Politechnika Częstochowska, Częstochowa

WPŁYW PROCESÓW STARZENIA NA WYTRZYMAŁOŚĆ MECHANICZNĄ CEMENTU KOSTNEGO

Streszczenie. Wytrzymałość mechaniczna poszczególnych elementów sztucznych stawów ma zasadnicze znaczenie na ich żywotność w organizmie. Ze względu na złożony stan naprężeń oraz agresywne środowisko wewnątrz organizmu człowieka powoduje, że wraz z upływem czasu zmieniają się właściwości wytrzymałościowe poszczególnych elementów endoprotez. Ponieważ wpływ starzenia na spadek wytrzymałości PMMA stosowanego do mocowania protezy w kości, może spowodować obluzowanie się protezy w kości, w artykule przedstawiono wyniki badań pozwalających na określenie wielkości tych zmian w okresie pierwszych 6 lat po polimeryzacji.

1. WSTĘP

Endoprotezoplastyka cementowa pomimo upływu lat i wielu niekorzystnych reakcji cementu kostnego na organizm jest nadal jedną z najpopularniejszych metod rekonstrukcji stawu biodrowego [3]. Użycie cementu dawało bardzo dobre możliwości mocowania protezy w kości. Jednak musiał on być użyty w odpowiedni sposób i chirurg winien zrozumieć zasadę jego działania. Nie należy go traktować, jako kleju („glue"), ale właśnie jako cement – wypełniacz („filler") przestrzeni między kością a metalem i przenoszącym obciążenie protezy na kość [4]. Luźne wprowadzenie posmarowanej cementem protezy nie ma sensu, bowiem między cementem a kością nie występują siły adhezji, ani też reakcje chemiczne. Wprowadzenie protezy do jamy wypełnionej cementem natomiast stwarza ciśnienie, które wpycha drobiny cementu między zakamarki struktury kości. Po polimeryzacji otrzymuje się jednolity blok proteza-cement, stanowiący swą zewnętrzną powierzchnią negatyw struktury śródkostnej [6].

Znaczny procent obluzowań endoprotezy jest spowodowany zniszczeniem cementu akrylowego będącego spoiwem łączącym trzpień z kością [1,5]. Cement kostny (PMMA) o parametrach wytrzymałościowych $E= 0{,}24\times10^4$ [MPa], $\nu = 0{,}3$ znajdujący się między trzpieniem o parametrach wytrzymałościowych od $E= 2{,}1\times10^5$ [MPa], $\nu = 0{,}3$ – dla materiału protezy CoCrMo do $E = 1{,}1\times10^5$ [MPa], $\nu = 0{,}3$ – dla materiału protezy Ti6Al4V, a kością gąbczastą o $E = 1{,}1\times10^3$ [MPa], $\nu = 0{,}4$ [5,7], ma bardzo odpowiedzialne zadanie przenosząc obciążenia z izotropowego trzpienia o dużej sztywności na materiał anizotropowy o znacznie mniejszym module Younga. Różnica w charakterystyce przenoszenia obciążeń tych dwóch ośrodków powoduje duże obciążenie cementu kostnego [2,8].

Dodatkowym czynnikiem mającym wpływ na niszczenie masy cementowej jest starzenie się PMMA, wynikające z jego pracy w agresywnym środowisku, jakim jest organizm ludzki.

2. METODYKA BADAŃ

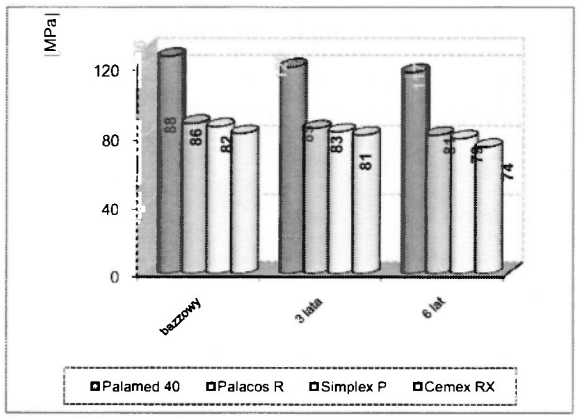
Na podstawie analizy warunków pracy masy cementowej w organizmie ludzkim określono, iż zaimplantowany do organizmu PMMA przenosi bardzo złożone obciążenia wynikające z motoryki człowieka. Charakter obciążeń protezy wynikający z codziennych czynności takich, jak chodzenie, siadanie czy wchodzenie po schodach może świadczyć, że obciążenia mają charakter dynamiczny (udarowy), a stany naprężeń w obszarze endoprotezy dowodzą, iż maksymalne wartości uzyskują naprężenia ściskające. Dla takiego charakteru pracy przeprowadzono dwie próby wytrzymałościowe: próbę ściskania oraz próbę udarności. Do badań wykorzystano cztery komercyjne cementy stosowane powszechnie w ortopedii: **CEMEX RX** - produkcja TECRES SPA, **PALACOS R** - produkcja SCHERING - PLOUGH INTERNATIONAL INC. KENILWORTH, NEW JERSEY, **SIMPLEX P** - produkcja HOWMEDICA LIMERICK, oraz **PALAMED 40** - produkcja BIOMET MERCK.

Badania wytrzymałościowe prowadzone były na maszynie wytrzymałościowej, dla której prędkość zgniotu ustalona została na 60 [mm/min], oraz na młocie Charpy'ego o energii młota 7,5 J. Do badań użyto dwa rodzaje próbek, wykonanych zgodnie z normą ISO 5833 - "Implants for surgery – Acrylic resin cements". Jako próbkę wzorcową (przed starzeniem) wykorzystano masę cementową, spolimeryzowaną 24 godziny przed badaniem, przechowywaną w roztworze Ringera. Próbki poddawane zostały procesowi starzenia zanurzeniowego w płynie Ringera w okresie do 6 lat od polimeryzacji masy cementowej.

3. WYNIKI BADAŃ

Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, iż wytrzymałość na ściskanie masy cementowej wzorcowej w zależności od rodzaju i producenta zawiera się w obszarze od Rc = 82 MPa do Rc = 126 MPa, co przedstawia wykres 1. Cement kostny jest materiałem kruchym, co w przypadku obciążeń dynamicznych przenoszonych z protezy na cement kostny, a później na kość może powodować powstanie mikropęknięć przeradzających się w wykruszenia cementu kostnego. Na wykresie 2 przedstawiono wyniki pomiarów udarności PMMA dla próbek wykonanych 24 godziny przed próbą.

Dokonując analizy wyników badań statycznej próby ściskania masy cementowej w okresie po polimeryzacji od 1 do 6 lat stwierdzono, iż wraz z upływem czasu zmniejsza się wytrzymałość na ściskanie PMMA.

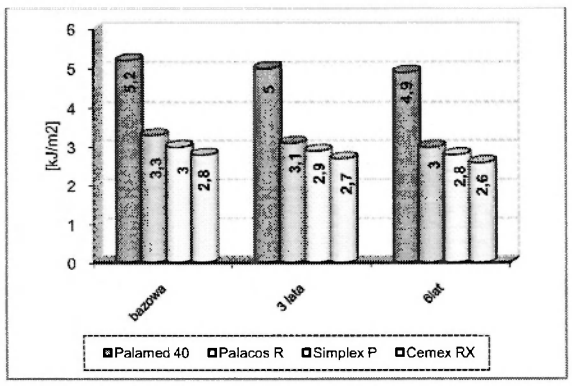


Rys. 1. Zmiana wytrzymałości Rc [MPa] PMMA wraz z upływem czasu

Proces starzenia cementu kostnego w płynie Ringera powoduje w 3 letnim okresie zanurzenia spadek wytrzymałości na ściskanie cementów w od 1,5% do 5%. Największy spadek wytrzymałości zaobserwowano dla PMMA – Palamed 40, gdzie wytrzymałość na ściskanie spadła z Rc = 126 [MPa] dla próbki bazowej o blisko 5%. Najmniejszy spadek wytrzymałości w tym samym okresie zanotowano dla cementu kostnego Cemex RX, gdzie wytrzymałość na ściskanie spadła o 1,5% z Rc = 82 [MPa] dla próbki bazowej do Rc =81 [MPa]. W przypadku pozostałych cementów tj Simplex P i Palacos Rc [MPa] Rc [MPa] stwierdzono spadek o niespełna 4%.

Wraz z wydłużeniem okresu zanurzenia PMMA w płynie Ringera do 6 lat Rc [MPa] zmniejsza się wytrzymałość na ściskanie od 6,3% w przypadku cementu Palamed 40 do 8,5% w przypadku cementu Cemex RX. Natomiast dla cementów Palacos R (Rc = 88 [MPa] dla próbki bazowej) oraz Simplex P (Rc = 86 [MPa] dla próbki bazowej) wytrzymałość ta zmniejszyła się o około 8% do wartości: Palacos R =Rc = 81 [MPa], Simplex = Rc = 79 [MPa].

Cement kostny jest materiałem kruchym, co w przypadku obciążeń dynamicznych przenoszonych z protezy na cement kostny, a później na kość może powodować powstanie mikropęknięć przeradzających się w wykruszenia cementu kostnego. Na wykresie 2 przedstawiono wyniki pomiarów udarności PMMA dla próbek 24 godziny po polimeryzacji oraz zmianę udarności wraz z upływem czasu.



Rys. 2. Zmiana udarności KC [kJ/m^2] PMMA wraz z upływem czasu

Trzyletni okres zanurzenia PMMA w płynie Ringera powoduje spadek udarności o 4% w przypadku cementów Palamed 40 (KC=5,2 [kJ/m^2] do wartości KC=5,0 [kJ/m^2]), Cemex RX (KC=2,8 [kJ/m^2] do wartości KC=2,7 [kJ/m^2]) oraz Simplex P (KC=3,0 [kJ/m^2] do wartości KC=2,9 [kJ/m^2]), podczas gdy udarność cementu Palacos R spadła z KC=3,3 [kJ/m^2] do wartości KC=3,1 [kJ/m^2], co stanowi 94% udarności cementu bazowego. Wydłużenie okresu zanurzenia PMMA w płynie Ringera powoduje zmniejszenie udarności poszczególnych cementów kostnych do wartości Palamed 40: KC=4,9 [kJ/m^2], Palacos R: KC=3,0 [kJ/m^2], Simplex P: KC=2,8 [kJ/m^2] oraz Cemex RX: KC=2,6 [kJ/m^2], co stanowi odpowiednio 94%, 92%, 93% oraz 90% udarności cementu bazowego.

4. PODSUMOWANIE

Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, iż w okresie do 6 lat wytrzymałość mechaniczna masy cementowej ulega zmianie. Największy spadek wytrzymałości zanotowano dla cementu Cemex RX, dla którego spadek udarności wynosi ~10% oraz spadek

wytrzymałości na ściskanie 8,5%. Najniższy spadek analizowanych wytrzymałości mechanicznych zanotowano dla cementu Palamed 40, dla którego Rc [MPa] spadło o ~6,5% podczas gdy KC [kJ/m^2] o blisko 6%. W przypadku cementów Palacos R oraz Pimplex P wytrzymałość na ściskanie Rc [MPa] spadła odpowiednio o 8%, podczas gdy udarność KC [kJ/m^2] spadła o 8% i 7%.

LITERATURA

[1] Bernakiewicz M., Będziński R., Ocena relacji charakterystyk sztywności trzpieni endoprotez stawu biodrowego i kości udowej: Mechanika w Medycynie, Rzeszów 1996.
[2] Biliński P., Wolański R., Mątewski D., Wyniki leczenia zmian zwyrodnieniowych stawu biodrowego endoprotezoplastyką cementową Wellera: Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska, LXI Supl 3a, 1996.
[3] Burke D., Centrifugation as method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement: IBBIS, 1984, 55A, 49.
[4] Huiskes R.,et al., Effects of Material Properties of Femoral Hip Components on Bone Remodeling: J. Orthop. Res 1992.
[5] Saito M. et al., Experimental Studies of a new bioactive bone cement: hydroxyapatite composite resin: Biomaterials, 15, 1994, s. 156-160.
[6] Salomon Z. Radomski R., Kierunki rozwoju alloplastyki cementowej stawu biodrowego: Pamiętnik XXVII Zjazdu Naukowego PTOiTr, Warszawa 1988 str.31-32
[7] Szarek A., Szyprowski J., Różnice wytrzymałościowe wybranych cementów akrylowych: Inżynieria Biomateriałów, R.8, nr 45, 2005
[8] Włodarski J., Szyprowski J., Szarek A., Analiza Odkształceń kości udowej z zainplanowaną endoprotezą bezcementową typu Bicontact: Acta Of Bioengineering And Biomechanics, Biomechanika 2004.

EFFECT OF THE PROCESSES OF AGING ON MECHANICAL STRENGTH IN BONE CEMENTS

Summary. Mechanical strength in each part of artificial joints is of essential importance to their life in the body. A complex distribution of stress combined with aggressive environment inside human body causes that strength properties in the part of endoprostheses change in the course of time. Since the effect of aging on the decline of strength in PMMA used for fixation of the prosthesis in bone might cause that the prosthesis comes loose in the bone, this paper presents the results of the investigations which allow for determination of the extent of these changes in the period of first 6 years after polymerization.

Arkadiusz SZAREK, Instytut Obróbki Plastycznej, Inżynierii Jakości i Bioinżynierii, Politechnika Częstochowska, Częstochowa

WYKORZYSTANIE ZJAWISKA TERMOGRAFII DO DIAGNOSTYKI MEDYCZNEJ

Streszczenie. Ocena temperatury ciała pacjentów jest powszechną metodą pozwalającą na diagnozowanie wielu schorzeń. Wykorzystanie zjawiska termografii w diagnostyce medycznej pozwała na uzyskanie map temperaturowych na powierzchni badanego ciała, dzięki czemu osoba monitorująca temperaturę może określić obszary, w których widoczny jest największy wzrost temperatury. Zjawisko to może mieć szerokie zastosowanie w wielu dziedzinach medycyny np. onkologii, laryngologii, okulistyce, dermatologii, jak również chirurgii czy neurologii. W artykule przedstawiono wyniki badań pozwalające na wykorzystanie zjawiska termografii do diagnostyki medycznej.

1. WSTĘP

Termowizja jest bezdotykową metodą badawczą, dla której metodyka pomiaru polega na ocenie temperatury na powierzchni badanego obiektu bez kontaktu urządzenia z obiektem. Metoda ta opiera się na istocie promieniowania podczerwonego, które jest emitowane przez każde ciało o temperaturze wyższej od zera bezwzględnego. Promieniowanie to jest przekształcane na obraz widzialny – termogram. Barwa światła widzialnego odpowiada rozkładowi temperatury na badanym obiekcie [2,8].

W termowizji wykorzystuje się zakres dalekiej podczerwieni, przy czym najczęściej wykorzystywane są przedziały długości fal od 3 μm do 5 μm (często od 2 μm do 6 μm), lub od 8 μm do 13 μm, jest to związane z właściwościami emisyjnymi obiektów, jak i też dobrą transmisją promieniowania podczerwonego w atmosferze. Promieniowanie podczerwone jest wynikiem ruchów drgających i obrotowych atomów i molekuł [1,5].

Promieniowanie podczerwone jest to promieniowanie niewidzialne, nieprzekraczające 1000 μm. Przyjęto umownie następujący podział tego przedziału [2]:

- Bliska podczerwień (od $\lambda = 0{,}78$ μm do $\lambda = 1{,}4$ μm),
- Średnia podczerwień (od $\lambda = 1{,}4$ μm do $\lambda = 3$ μm),
- Daleka podczerwień (od $\lambda = 3$ μm do $\lambda = 1000$ μm).

Zasadniczym problemem mającym decydujący wpływ na dokładność pomiarów jest określenie i usystematyzowanie emisyjności ciał. Emisyjność ma prostą interpretację fizyczną, natomiast w praktyce okazuje się, że parametrem trudnym do określenia (pomiaru), ponieważ zależy ona od wielu czynników. Dokładność określenia emisyjności ma wpływ na precyzje pomiarów kamera termowizyjną. Dlatego też nadal prowadzone są badania nad emisyjnością różnych materiałów i powierzchni [3,5].

Pomiary termowizyjne znajdują obecnie szerokie zastosowanie w wielu dziedzinach życia i nauki podjęte zostały również próby zastosowania tej metody do diagnostyki w medycynie [4,8].

2. METODYKA BADAŃ

Do badań wykorzystano kamerę termowizyjną Vigo System S.A – typ V-10, posiadającą następujące parametry:

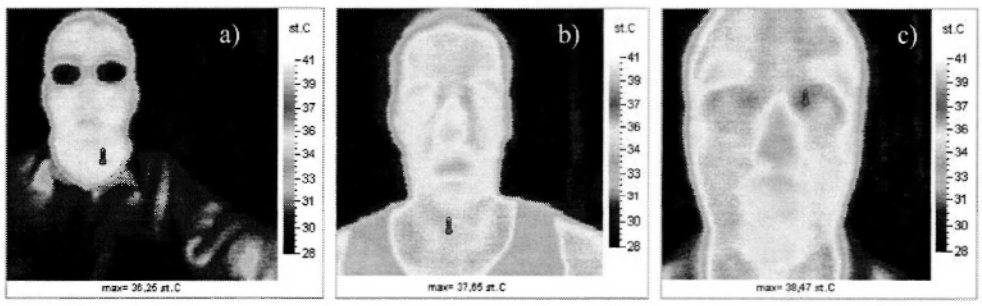
- Rozdzielczość przestrzenna sygnału – 3,5 mrad,
- Rozdzielczość termiczna NETD @ 30°– 0,05..10°C,
- Zakres spektralny – 3÷5 μm lub 8÷12 μm,
- Zakres mierzonych temperatur – -10.. + 1500°C,
- Dokładność pomiaru – 5%
- Kąt skanowania (poziomy x pionowy) – 30°x30°,
- Minimalna odległość od obiektu – 40cm,
- Rozdzielczość obrazu – 240x240
- Rozdzielczość przetwarzania a/c – 8,12 lub 16 bitów,
- Czas tworzenia pełnego obrazu – 10÷24s,
- Typ detektora/ rodzaj chłodzenia – HgCdTe/ chłodzony termoelektrycznie.

Badania przeprowadzone zostały w trzech etapach pozwalających na określenie przydatności kamery termograficznej do diagnostyki map temperaturowych w różnych dziedzinach medycyny tj. ocena temperatury pacjenta, pooperacyjne monitorowanie temperatury w obszarze blizny pooperacyjnej oraz ocena wpływu wysiłku fizycznego na wzrost ukrwienia (temperatury) wybranych partii mięśniowych.

Badania przeprowadzone zostały w temperaturze otoczenia od 19°C do 21°C, z uwzględnieniem, iż dla poszczególnych badań była ona jednakowa. Tło, na którym wykonywane było badanie było jednorodne, bez dodatkowych źródeł ciepła. Odległość od obiektu ustalona została dla poszczególnych prób na tym samym poziomie. Zakres temperaturowy oraz szybkość skanowania kamery była jednakowa dla wszystkich prób w serii. Współczynnik emisji tła oraz współczynnik emisji skóry został przyjęty zgodnie z tabelami termograficznymi [6].

3. WYNIKI BADAŃ

W badaniach podjęto próbę zastosowania kamery termowizyjnej do badań zgrubnych przesiewowych w różnych dziedzinach medycyny. W pierwszym etapie wykorzystano termowizję do oceny temperatury ciała pacjentów. W tym celu wykonano cykl pomiarów zdrowych pacjentów (rys 1a) oraz szereg badań osób z podwyższoną temperaturą ciała (rys 1b, 1c).

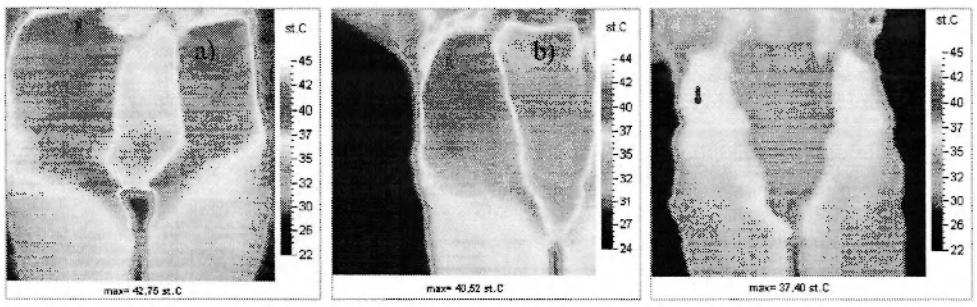


Rys. 1. Termogram osoby zdrowej oraz osób z podwyższoną temperaturą ciała

Badania lekarskie przy pomocy termometru potwierdziły podwyższoną temperaturę pacjentów. W przypadku pacjenta 2 (rys. 1b) badania szczegółowe pozwoliły na określenie stanu zapalnego krtani, przez co temperatura w tym obszarze wynosiła 37,65^{0}C. W przypadku pacjenta 3 (rys. 1c) zdiagnozowano gorączkę oraz infekcję wirusową będącą przyczyną podwyższenia temperatury ciała do 38,47^{0}C.

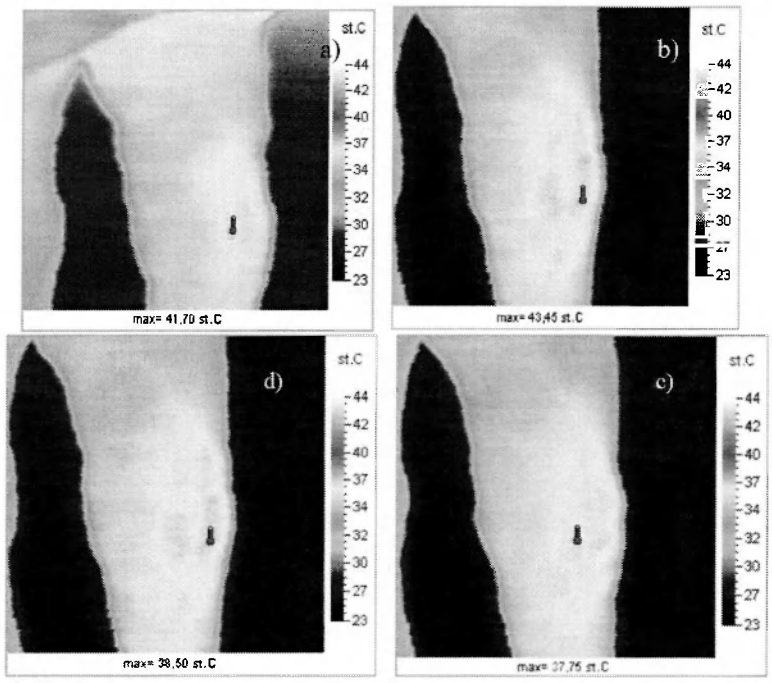
Zastosowanie kamery termowizyjnej do monitorowania temperatury obszaru inwazyjnego podczas endoprtezoplastyki stawu kolanowego. Wprowadzenie do organizmu endoprotez wiąże się z koniecznością ingerencji w organizm. W miejscu, gdzie doszło do przecięcia tkanek dochodzi do gwałtownego wzrostu temperatury. Podczas standardowych procedur kontrolnych diagnostyka tego obszaru polega głównie na obserwacji, czy nie następują stany zapalne i ropienie rany. Zastosowanie kamery termowizyjnej pozwala na precyzyjne określenie temperatury w obszarze rany, co jest niemożliwe w przypadku tradycyjnych (dotykowych) metod pomiarowych, ze względu na możliwość zabrudzenia rany oraz duży ból w obszarze pooperacyjnym. Badania przeprowadzono na pacjencie, u którego zastosowano endoprotezoplastykę stawu biodrowego z dojściem operacyjnym tylnim.

Pierwszy pomiar wykonany został 24 godziny po implantacji (rys. 2a). Temperatura w obszarze rany wynosiła wówczas 42,75^{0}C, po kolejnych 24 godzinach pomiar kontrolny wykazał temperaturę 40,52^{0}C (rys. 2b). Kolejny pomiar wykonano po 96 godzinach, temperatura w obszarze zabliźniającej się rany wynosiła wówczas 37,40^{0}C (rys. 2c).



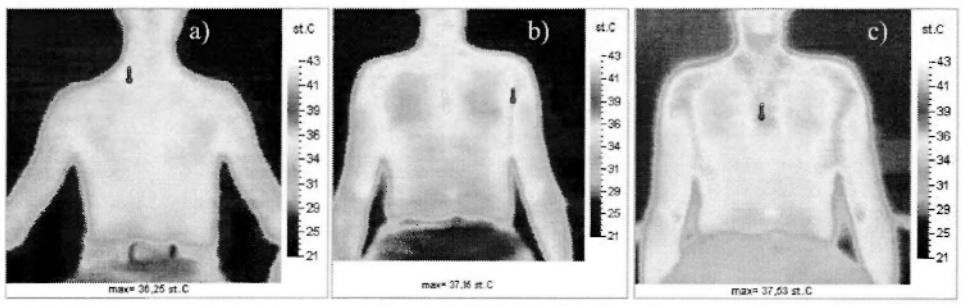
Rys. 2. Termograf blizny pooperacyjnej po endoprotezoplastyce stawu biodrowego

Monitorowanie procesu gojenia, ze szczególnym uwzględnieniem przebiegu zmiany temperatury wykonane zostało również dla pacjenta po endoprotzoplastyce stawu kolanowego. Badanie pierwsze wykonane 24 godziny po zabiegu pozwoliło na ustalenie temperatury w okolicy blizny na poziomie 41,70^{0}C (rys 3a). Po kolejnych 24 godzinach od operacji zaobserwowano zmiany ropne, diagnostyka temperatury wykazała wzrost temperatury do 43,45^{0}C (rys 3b). Odpowiednia opieka medyczna oraz wprowadzenie zestawu leków pozwoliło na zwalczenie stanu zapalnego i obniżenie temperatury do 38,50^{0}C (rys 3c). Przed wypisaniem pacjenta do domu wykonano ostatni pomiar na podstawie, którego określono, iż widoczne jest konsekwentne obniżanie się temperatury w okolicach blizny pooperacyjnej – temp. 37,75^{0}C rys 3c.



Rys. 3. Zmiana temperatury w okolicy blizny pooperacyjnej stawu kolanowego

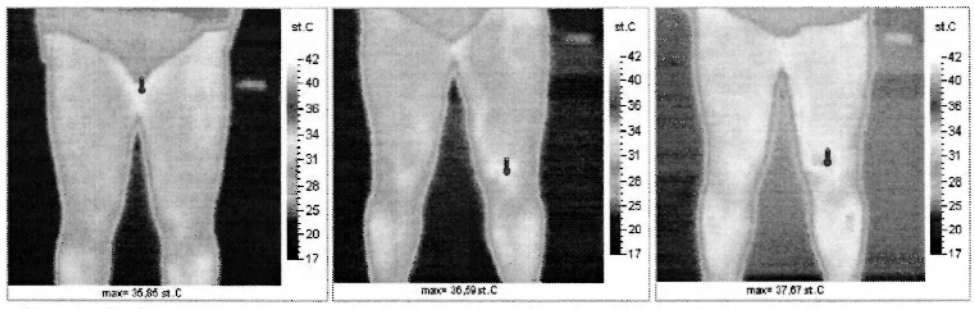
Kolejnym etapem badań było zastosowanie kamery termowizyjnej do oceny prawidłowego zestawu ćwiczeń podczas rehabilitacji. Do badań przyjęto grupę 10 Studentów Politechniki Częstochowskiej, dla których nie stwierdzono przeciwwskazań lekarskich do wykonania wysiłku fizycznego. Każdy z nich wykonał zestaw ćwiczeń pobudzających wybrane partie mięśniowe. W pierwszej grupie badawczej ochotnicy wykonali 2 serie ćwiczeń wzmacniających mięśnie klatki piersiowej oraz ramion. Ocena termiczna ciała pozwoliła określić obszary, w których pobudzenie mięśni było największe i zanotowany został wzrost temperatury z 36,25^{0}C (rys 4a) przed wysiłkiem fizycznym, przez 37,15^{0}C (rys 4b) po pierwszej serii, aż do temp. 37,53^{0}C (rys 4c) po drugiej serii ćwiczeń.



Rys. 4. Zmiana map temperaturowych mięśni klatki piersiowej oraz ramion podczas wysiłku

W drugiej grupie ochotnicy wykonali cykl ćwiczeń pobudzających mięśnie nóg - trening odbył się na cykloergometrze. Pierwszy pomiar wykonany został bezpośrednio przed ćwiczeniem. Wysiłek fizyczny podzielony został na 2 etapy, etap I - obciążenie 50[W] w czasie 5 minut, przy szybkości pedałowania 60 obrotów/min, oraz etap II - obciążenie 100[W] w czasie 5 minut, przy szybkości pedałowania 60 obrotów/min.

Wstępna ocena map temperaturowych nóg pozwoliła określić, iż przed próbą wysiłkową najwyższa temperatura znajdowała się w okolicach krocza pacjenta, co może wynikać z tarcia między udami podczas chodu i wynosiła 35,86^{0}C (rys 5a). Analiza stanu temperatury na powierzchni nóg po przejechaniu na cykloergometrze czasu 5 min przy obciążeniu 50 [W] spowodowało wzrost temperatury głównie w okolicy stawów kolanowych do 36,56^{0}C (rys 5b), podczas gdy po 10 min i obciążeniu 100 [W] do 36,67^{0}C - rys 5c.



Rys. 5. Zmiana map temperaturowych mięśni nóg podczas wysiłku na cykloergometrze.

Dzięki zastosowaniu kamery termowizyjnej do oceny temperatury na powierzchni wybranych partii mięśniowych można ocenić obszary o zwiększonym ukrwieniu.

4. PODSUMOWANIE

Diagnostyka temperatury na powierzchni ciała z zastosowaniem kamery termowizyjnej może znaleźć szerokie zastosowanie w wielu dziedzinach medycyny. Ze względu na szybkość pomiaru oraz bezdotykowość może posłużyć do oceny temperatury w okolicy ran pooperacyjnych, obrzęków, stłuczeń zmian zapalnych skóry oraz wielu innych przypadkach szczególnie tam, gdzie metody dotykowe mogą spowodować zabrudzenie rany i infekcję. Monitorowanie wzrostu ukrwienia mięśni może być przydatne szczególnie przy rehabilitacji ruchowej. Kontrola temperatury wybranych obszarów pozwoli na potwierdzenie słuszności zakresu ćwiczeń oraz dedykowanie treningu na obszary mięśni, które chcemy wzmocnić (pobudzić).

Zarejestrowana na termogramie temperatura nie stanowi materiału diagnostycznego ze względu na fakt, iż jest obarczona błędem pomiarowym wynikającym z wielu czynników tj. odległość kamery od obiektu, czułości urządzenia, zmianę temperatury otoczenia podczas pomiarów (np. nasłonecznienie pomieszczenia, inne źródła ciepła, zmiana wilgotności powietrza itp.). Wszystkie te czynniki mają wpływ na dokładność pomiarów, stąd też zaprezentowane wyniki stanowią jedynie wyniki poglądowe i nie mogą stanowić materiału diagnostycznego, a jedynie pozwalają na określenie słuszności koncepcji, iż zjawisko termografii może znaleźć szerokie zastosowanie w diagnostyce medycznej.

LITERATURA

[1] Bielecki Z., Rogalski A., Detekcja sygnałów optycznych: WNT, Warszawa 2001
[2] DeWitt D.P., Inffering Temperature from optical radiation measurements: Proc. of SPIE, Vol. 0446, 1983
[3] Kaplan H., Infrared spectral bands – the importance of color in the infrared: Proc. of InfraMation Conference, Orlando, Florida (24-27.09.2000) edited by: G. Orlove, Vol. 1.

[4] Madura H., Modelowanie i testowanie urządzeń detekcyjnych podczerwieni: Monografia habilitacyjna, Wydawnictwo WAT, Warszawa 1998
[5] Michalski L., Eckersdorf K., Kucharski J., Termometria – przyrządy i metody: Wydawnictwo Politechniki Łódzkiej, Łódź 1998
[6] PN-90/E-01005 „Technika świetlna – terminologia", Wydawnictwa normalizacyjne, Warszawa 1991
[7] Pręgowski P., Spectral analysis of radiant signals in processes of tele-thermodetection: Proc. of SPIE, Vol. 4360 Thermosenese XXIII
[8] Żubr J., Jung A., Metody termograficzne w diagnostyce medycznej: Bamar Marketing, Wydawnictwo Warszawa 1997.

USE OF THERMOGRAPHY FOR MEDICAL DIAGNOSTICS

Summary. Taking body temperature in patients is a very popular method for diagnosis of various illnesses. Use of the effect of thermography in medical diagnostics provides opportunities for thermal imaging of the examined patients' body, which allows people responsible for monitoring to determine the areas of the highest rise in the temperature. The phenomenon can be successfully used in many fields of medicine such as oncology, laryngology, ophthalmology as well as surgery or neurology. This paper presents the results of investigations which allow for application of the phenomenon of thermography for medical diagnostics.

Damian SZUBSKI, Koło Naukowe Techniki w Medycynie przy Wydziale Elektroniki i Technik Informacyjnych, Politechnika Warszawska
Michał CZACHOR, Polskie Towarzystwo Ortotyki i Protetyki Narządu Ruchu

CYFROWA BAZA DANYCH NA POTRZEBY BADAŃ DIAGNOSTYCZNYCH DEFORMACJI STÓP U DZIECI I MŁODZIEŻY

Streszczenie. W pracy przedstawiono sposób stworzenia cyfrowej bazy danych na potrzeby badań diagnostycznych oraz planowania rehabilitacji wad stóp u dzieci i młodzieży. Baza danych zawiera informacje pozyskane z maty dynamograficznej oraz podoskopu wyposażonego w zestaw kamer. Celem pracy jest opracowanie nowej, usystematyzowanej metody wspomagania doboru rodzaju oraz materiału wkładek ortopedycznych przeznaczonych do korekcji różnego typu deformacji stóp. Stworzona baza umożliwi ponadto analizę statystyczną występowania różnych typów deformacji stopy w określonych przedziałach wiekowych grupy badanej.

1. WSTĘP

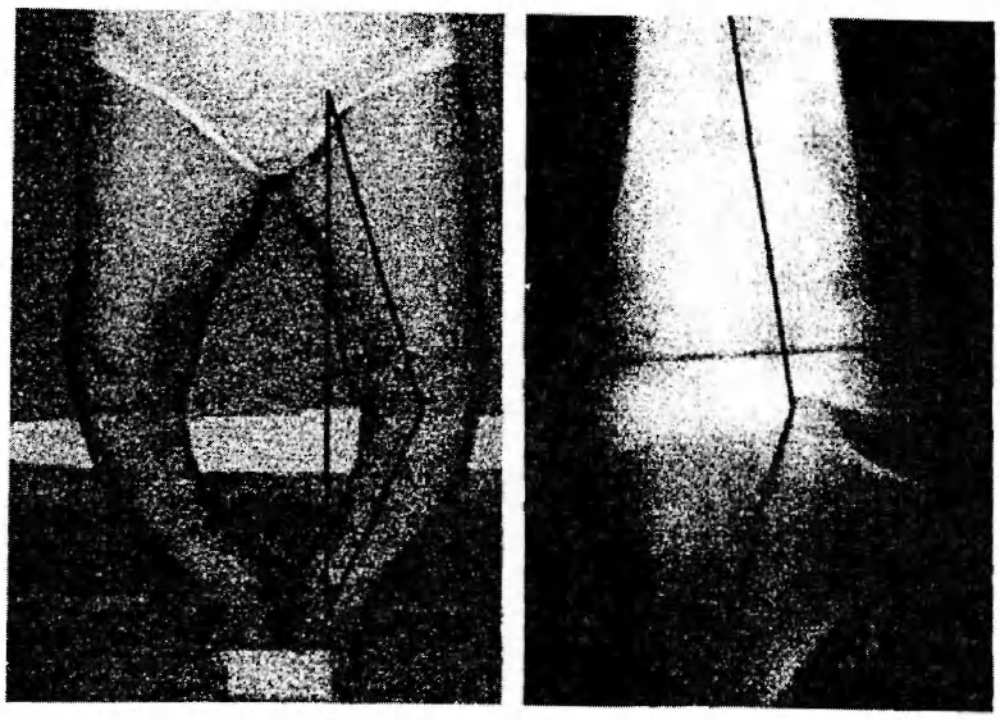
Wady kończyn dolnych zauważane są najczęściej już w wieku przedszkolnym oraz w następnych latach edukacji. Wady występujące wśród dzieci i młodzieży są przeważnie konsekwencją braku odpowiednio wczesnej diagnozy oraz zaniedbań w zakresie profilaktyki. Wynikają one najczęściej z zaniechania lub braku systematyczności w noszeniu obuwia profilaktycznego (sztywny zapiętek, obcas Thomasa, podwyższenie łuku supinującego) lub odpowiednich wkładek ortopedycznych.

Za pomocą prostych urządzeń obrazowo pomiarowych można diagnozować różne rodzaje deformacji kończyn dolnych [2]:

- stopa szpotawa
- stopa wydrążona
- stopa końska
- stopa piętowa
- stopa płaska
- stopa płasko – koślawa
- koślawość kolan
- szpotawość kolan

Wszystkie wyżej wymienione deformacje w początkowym stadium można skorygować za pomocą wkładek ortopedycznych i przywrócić anatomiczną budowę kończyny. Problemem jest dobranie odpowiedniego materiału wkładki (gęstość, twardość), tak aby mogła ona jak najlepiej spełniać swoje zadanie. Zaniechanie działań profilaktycznych tj. nie stosowania wkładek ortopedycznych, obuwia profilaktycznego czy wykonywania ćwiczeń rehabilitacyjnych) może prowadzić do postępujących deformacji stopy, skrzywień kości udowej lub piszczelowej, przerostu w stawie kolanowym[1]. Konsekwencją tych zmian jest

zahamowanie procesu wzrostu kości, rozciągnięcie bądź skrócenie więzadeł pobocznych piszczelowych oraz strzałkowych, rozciągnięcie mięśni przyległych [2].



a b

Rys.1. Przykład przeciążonej degradacji stawu kolanowego typu szpotawego:
a) zmiana degeneracji kończyn b) obraz rentgenowski stawu [1]

2. WYBÓR METOD BADANIA ORAZ URZĄDZEŃ DIAGNOSTYCZNYCH

W celu jak najlepszego dobrania wkładek ortopedycznych należy przeprowadzić kompleksową diagnostykę rodzaju i stopnia deformacji stopy. Po przeanalizowaniu dostępnych urządzeń diagnostycznych do badań podologicznych oraz posturogicznych wybrano te, które powinny znaleźć się w każdym salonie ortopedycznym:

- podoskop
- plantograf
- duometr
- poziomica laserowa
- zestaw kamer rejestrujących
- mata tensometryczna

Korzystając z doświadczeń biomechaników, podologów, ortopedów, rehabilitantów i fizjoterapeutów opracowano usystematyzowaną metodę wspomagania doboru rodzaju oraz materiału wkładek ortopedycznych przeznaczonych do korekcji różnego typu deformacji stóp Poniżej opisano kolejne etapy prawidłowo prowadzonego procesu diagnostycznego deformacji kończyn dolnych.

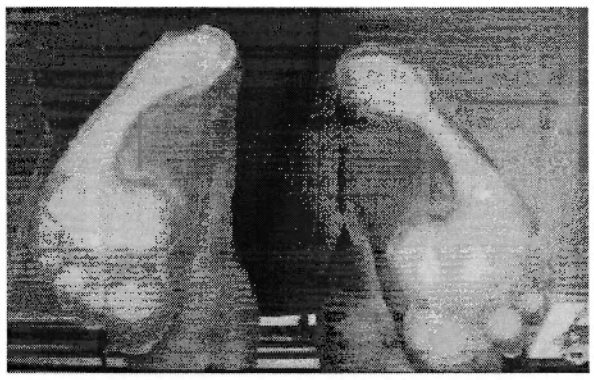
Etap 1a. Rozmowa wstępna (wywiad lekarski) z pacjentem lub rodzicami dziecka. W wywiadzie należy uzyskać informacje dotyczące: aktywności fizycznej dziecka, rodzaju noszonego obuwia, chorób obecnych lub przebytych np. porażenie mózgu, niedotlenienie okołoporodowe, które może być przyczyną opadania stopy.

Etap 2b. Wstępne wizualne oględziny kończyn dolnych dziecka.

Etap 3e. Badanie podoskopowe – określenie stopnia deformacji, udokumentowanie badania przy pomocy rejestracji z rozmieszczonych kamer (rys.2).

Etap 4d. Odbicie stopy na plantografie i obrys.

Etap 5e. Pomiar rozstępu pomiędzy kolanami oraz kąta, który tworzy oś podudzia z osią uda (pomocna w tym badaniu jest poziomica laserowa).

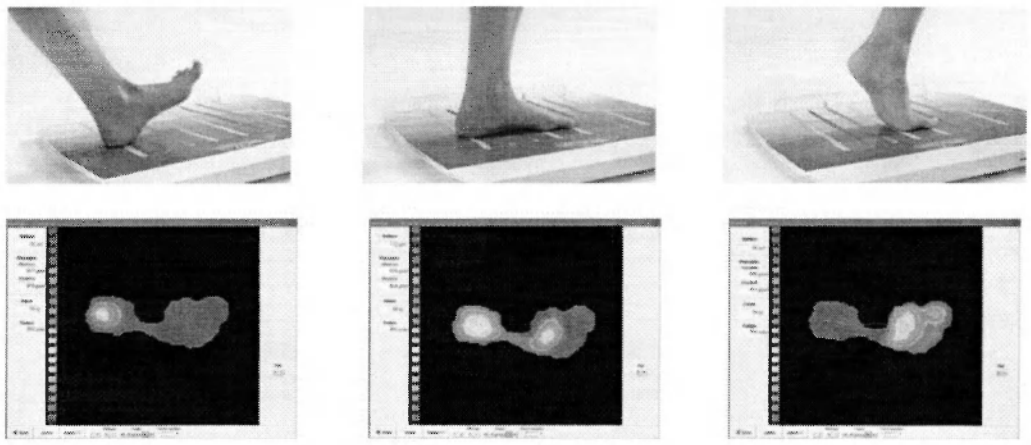


Rys.2. Zdjęcie stopy odbitej na podoskopie [4]

Po wykonaniu opisanych wyżej badań można przystąpić do projektowania kształtu wkładki ortopedycznej. Przy odpowiednim doborze materiałów pomocne jest dodatkowe badanie przeprowadzone przy wykorzystaniu maty tensometrycznej (dynamograficznej) oraz wywiad zebrany w Etapie 1 procesu diagnostycznego (poziom aktywności fizycznej oraz rodzaj wykonywanych czynności). To dodatkowe badanie pozwala na określenie rozkładu nacisków na powierzchni styku stopy z podłożem. Dzięki temu możliwe jest proporcjonalne dobieranie gęstości oraz twardości materiałów piankowych oraz żywicznych przy wykonywaniu wkładki ortopedycznej.

W procesie archiwizowania danych pomiarowych należy zwrócić szczególną uwagę na powtarzalność sekwencji wykonywanych czynności diagnostycznych oraz stosowanych urządzeń pomiarowych. Badania powinny być wykonywane w specjalnie przeznaczonym do tego celu pomieszczeniu, w konkretnie wyznaczonym do tego miejscu (wymaganie to dotyczy w szczególności pomiaru kąta krzywizny kolan i ma na celu udokumentowanie pomiarów wszystkich pacjentów „z jednakowym tłem"). Drugim ważnym aspektem jest to, by wyżej wymienione urządzenia oraz metody badań (etapy od a do e) były wykonywane z wymienioną kolejnością, gdyż badania ogólne powinny przejść w badania szczegółowe.

W końcowej fazie procesu diagnostycznego należy wykonać pomiary przy pomocy najbardziej zaawansowanego urządzenia jakim w proponowanym algorytmie postępowania jest mata tensometryczna.

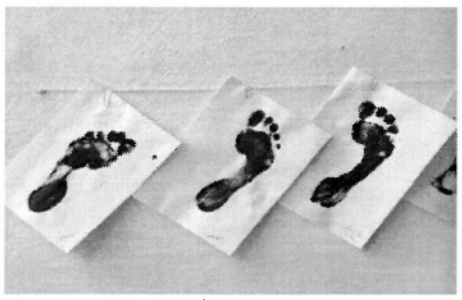


Rys.3. Mata tensometryczna firmy Sidas [3]

2.1 Porównanie z wzorcem

Tak zebrane dane z wyżej wymienionych urządzeń można porównać z wzorcem. Typy stóp według Clark'a są doskonale sklasyfikowane, dzięki czemu zebrane kompleksowe pliki cyfrowe można dopasowywać to poszczególnych wzorcowych stóp aby określić typ i rodzaj deformacji.

Przygotowanie plików z cyfrowej bazy danych tworzonych na potrzeby badań diagnostycznych deformacji stóp może być wspomagana przez specjalistyczne oprogramowanie komputerowe (MatLab itp.). Na początku zdjęcia z kamer umieszczonych przy podoskopie oraz stanowisku do badania krzywizny kolan mogą być wstępnie przetwarzane prostymi metodami grafiki komputerowej takimi jak: segmentacje, interpolowanie itp. po to, aby były już przygotowane w dziedzinie skali, barwy co do posiadanych w pracowni wzorców. Pozwoli to na szybkie klasyfikowanie deformacji stopy osoby badanej już chwilę po badaniu.



Rys.4. Plantogram [6]



Rys.5. Typy stóp wg Clarke'a [5]
1-3 stopa wydrążona, 4-6 stopa prawidłowa, 7-10 różne postacie płaskostopia

3. BADANIA A DOBÓR WKŁADEK ORTOPEDYCZNYCH

Z doświadczenia zawodowego autorów wynika, że w Polsce przed wykonaniem wkładek ortopedycznych wykonuje się badanie za pomocą dwóch lub najwyżej trzech urządzeń: podoskopie, plantografie, duometrze, ze względu na wysoki koszt pozostałych systemów. Jednak zainteresowanie pozyskanych z wyżej wymienionych urządzeń diagnostycznych informacji o deformacji stóp pacjentów jest dość duże u producentów obuwia ortopedycznego. Z przeprowadzonych ankiet w jednym z punktów ortopedycznych w Radomia wynika, że najczęstszą wadą kończyn dolnych u dzieci i młodzieży jest koślawość pięty, koślawość kolan oraz płaskostopie podłużne. Udostępnienie producentom statystycznych danych w postaci cyfrowej bazy danych mogło by posłużyć do produkcji coraz to lepszych serii obuwia profilaktycznego.

4. PROGNOZY

Z roku na rok na polskim rynku pojawiają się coraz to nowsze urządzenia do badania deformacji stóp oraz badań posturograficznych. Konkurencja firm medycznych sprawia, że ceny tych urządzeń maleją, a co za tym idzie zwiększa się potencjalna możliwość ich zastosowania w procesie diagnostycznym. Wyposażenie placówek badawczo ortopedycznych w pełen proponowany zestaw urządzeń pozwoli na zebranie odpowiedniej ilości wyników pomiarowych a następnie stworzenie cyfrowej bazy danych zawierającej analizę statystyczną występowania różnego typu deformacji kończyn dolnych w badanej populacji dzieci i młodzieży. Cyfrowe udokumentowanie badań pozwoli na dokładną obróbkę graficzną (wyliczanie charakterystycznych kątów oraz długości) oraz szczegółową analizę danych, które dzięki archiwizacji i będą mogły być wykorzystane np. do profilaktycznego diagnozowania procesu rehabilitacji, a w szczególności monitorowania postępów w przywracaniu anatomicznej budowy kończyny poprawy, cofania się deformacji. Fizjoterapeuci oraz rehabilitanci pracujący z dziećmi na oddziałach rehabilitacji posiadaliby idealne narzędzie informatyczne, za pomocą którego mieliby możliwość dogłębnej analizy przebiegu rehabilitacji w czasie. Mogliby również w prosty sposób uwidocznić rodzicom, postępy w rehabilitacji ich dziecka. Stworzenie dokładnego przeglądu schorzeń, deformacji kończyn dolnych z uwzględnieniem grup wiekowych da doskonały rzut omawianego

problemu deformacji stóp w Polsce. Stwarza to nadzieję, że opracowana cyfrowa baza danych pozwoli na wdrożenie lepszego programu profilaktycznego w szkołach podstawowych oraz gimnazjach.

W konsekwencji pozwoli to na kontrolę prac rehabilitantów i nauczycieli wychowania fizycznego tzn. postępów ich terapii (zajęć) połączonych z noszeniem obuwia profilaktycznego a także wkładek ortopedycznych.

LITERATURA

[1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska: zagadnienia wybrane. Oficyna Wydaw. Politechniki Wrocławskiej , Wrocław 1997.
[2] http://sosw_ud.scholaris.pl/index.php?p=publikacje&sp=podstawek&ssp=wady.
[3] http://sidas.eurowintuweb.com/user_files/sidas/File/02%20UTILES%20DE%20ANALIS S.pdf.
[4] http://www.obuwie-profilaktyczne.pl/images/podoskop2.jpg.
[5] http://www.poradnikmedyczny.pl/mod/archiwum/510_rozpoznać_wady_swoich.html.
[6] www.gy.svitavy.cz/.../ kabinety_clanky737_502.jpg.

DIGITAL DATABASE FOR DIAGNOSTIC RESEARCH OF DEFORMED CHILDREN'S AND YOUTH'S FOOT

Summary. The aim of this work was to present the way of creation digital database for diagnostic research of deformation children 's and youth's foot and plane of rehabilitation deformed children 's foot. The digital database will be like a report of statistic children 's foot deformed incidence in age bracket.

Dagmara TEJSZERSKA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Monika BECK, Zakład Biomechaniki, Katedra Motoryczności Człowieka, Akademia Wychowania Fizycznego, Katowice
Marek GZIK, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

PROJEKT URZĄDZENIA DO INTERAKTYWNEJ REHABILITACJI DZIECI Z WADAMI KOŃCZYN GÓRNYCH

Streszczenie. Praca przedstawia projekt urządzenia do interaktywnej rehabilitacji dzieci z wadami kończyn górnych. Urządzenie składa się z rękawa, dwóch czujników oraz przekaźnika. W pracy zestawiono trzy propozycje rękawa oraz materiałów, które pozwoliły na wybranie optymalnego rozwiązania.

1. WSTĘP

W ramach prac prowadzonych w Katedrze Mechaniki Stosowanej we współpracy z Instytutem Informatyki Teoretycznej i Stosowanej Polskiej Akademii Nauk oraz Górnośląskim Centrum Zdrowia Dziecka w Katowicach – Ligocie nad wytworzeniem interaktywnych urządzeń do rehabilitacji dzieci i młodzieży z wadami narządu ruchu powstał projekt urządzenia do rehabilitacji kończyny górnej.

Celem pracy jest zaprojektowanie urządzenia do interaktywnej rehabilitacji dzieci z wadami kończyn górnych, które pozwoli połączyć rehabilitację z zabawą przy użyciu gry komputerowej.

2. PROJEKT URZĄDZENIA DO INTERAKTYWNEJ REHABILITACJI DZIECI Z WADAMI KOŃCZYN GÓRNYCH

Projekt składa się z rękawa, w który wszyte zostały czujniki zgięcia oraz z przekaźnika, który generuje sygnał i przesyłała go do komputera. Wprowadzenie gry komputerowej, która będzie reagowała na ruchy kończyny za pośrednictwem czujników zgięcia prawdopodobnie skłoni dzieci do częstszego ćwiczenia kończyny, a tym samym szybszego powrotu do pełnej sprawności.

Urządzenie do interaktywnej rehabilitacji dzieci może służyć w sytuacjach, gdy zalecana jest kinezyterapia czynna [5][7], w przypadku, gdy doszło do przykurczu z niedokrwienia [1], jak również w rehabilitacji wynikającej z wcześniejszego złamania kończyny [3]. Jak również może być wykorzystywane przez dzieci zdrowe do doskonałej zabawy i jednoczesnego wzmacniania mięśni kończyny.

2.1. Założenia

Urządzenie jest skierowane dla dzieci w przedziale wiekowym od sześciu do dwunastu lat, co powoduje, że konieczna jest regulacja długości poszczególnych części rękawa.

Urządzenie powinno być uniwersalne, to znaczy jeden rękaw ma służyć do rehabilitacji kończyny prawej jak i lewej.

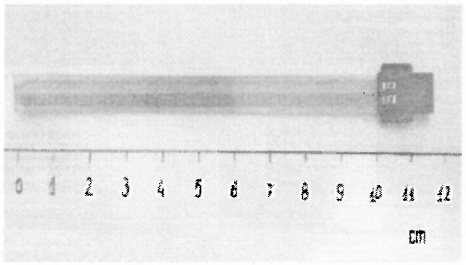
W czasie wykonywania ruchów czujniki nie powinny się przemieszczać oraz powinny być tak umieszczone, aby sczytywały ruch odwodzenia stawu barkowego oraz ruch zgięcia stawu łokciowego.

Rękaw ma stanowić jedną całość, co umożliwi pacjentowi – dziecku samodzielne założenie przyrządu.

Podstawa – rękaw powinien być z elastycznego materiału miłego w dotyku, który nie będzie powodował podrażnień skóry.

2.2. Czujnik zgięcia

Do sczytywania ruchu odwodzenia stawu barkowego i zgięcia stawu łokciowego zastosowano dwukierunkowy czujnik zgięcia. Podczas zgięcia dochodzi do zmiany oporu. Nominalna oporność czujnika wynosi 50K. W zależności od kierunku wygięcia oporność stopniowo wzrasta bądź maleje [10].



Rys. 1. Czujnik zgięcia

2.3. Dobór materiału

Ważnym elementem jest dobór odpowiedniego materiału, który będzie spełniał jak najlepiej stawiane mu wymagania. Wybór dokonano pomiędzy trzema materiałami, jednym użytku codziennego i dwóch stosowanych w rehabilitacji jako materiały na ortezy. Wszystkie istotne własności zostały zebrane w tabeli 1.

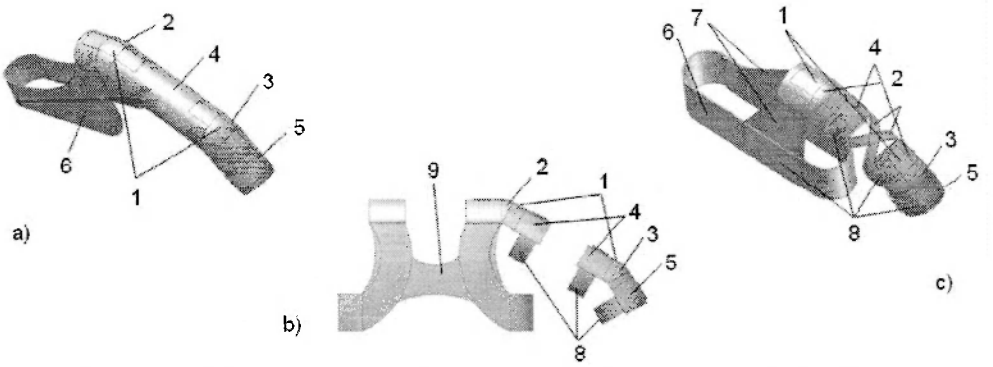
Analizując zestawione dane można łatwo dostrzec, że większość kryteriów spełnia materiał o nazwie neopren [11]. Cechuje się dużą sztywnością i elastycznością. Nie powoduje podrażnień skóry oraz w najmniejszym stopniu ulega uszkodzeniu w wyniku działania taśmy Velero.

Tabela 1. Porównanie własności materiałów

	BAWEŁNA Z LYCRĄ	WELUR ORAZ MIĘKKA BAWEŁNA POŁĄCZONA Z PIANKĄ	NEOPREN	IDEALNY MATERIAŁ
DUŻA ELASTYCZNOŚĆ	+	-	+	+
SZTYWNOŚĆ	-	+	+	+
NIE POWODUJE PODRAŻNIEŃ	+	+	+	+
MIŁY W DOTYKU	+	+	+	+
MECHACENIE W WYNIKU DZIAŁANIA TAŚMY VELCRO	duże	średnie	słabe	brak
BRAK ZMIANY WŁASNOŚCI MATERIAŁU W WYNIKU CZYSZCZENIA	+	+	+	+

2.4. Projekt rękawa

W pracy zostały przedstawione trzy projekty rękawa wykonane w programie Autodesk Inventor Professional. Propozycje różnią się przede wszystkim sposobem utrzymywania rękawa w pożądanej pozycji, ale również samą budową. Aby jak najlepiej ukazać, która z powyższych propozycji spełnia większość kryteriów. Wszystkie informacje zestawiono w tabeli i porównano z projektem idealnym.



Rys. 2. Propozycje budowy rękawa: a) projekt I, b) projekt II, c) projekt III; 1 – czujniki, 2 – staw barkowy, 3 – staw łokciowy, 4 – przedramię, 5 – ramię, 6 – pas, 7 – pionowy pasek, 8 – zapięcia, 9 – szelki

Każdy z przedstawionych projektów ma swoje wady oraz zalety. Kryteria przedstawiono od najważniejszych znajdujących się na pierwszych miejscach do mniej istotnych.

Tabela 2. Porównanie projektów rękawa

	PROJEKT I	PROJEKT II	PROJEKT III	PROJEKT IDEALNY
REGULACJA WYMIARÓW	-	+	+	+
UNIWERSALNOŚĆ (JEDNO URZĄDZENIE DLA PRAWEJ I LEWEJ RĘKI)	+	-	+	+
BRAK MOŻLIWOŚCI PRZEMIESZCZANIA SIĘ CZUJNIKÓW W CZASIE GRY	-	+	+	+
UMIESZCZENIE CZUJNIKÓW NA STAWACH BEZ WZGLĘDU NA WYBRANĄ KOŃCZYNĘ	-	+	+	+
MOŻLIWOŚĆ SAMODZIELNEGO ZAŁOŻENIA URZĄDZENIA	+	+	+	+
PODSTAWA STANOWIĄCA JEDNĄ CAŁOŚĆ	+	-	+	+
PROSTA BUDOWA	+	-	-	+

Spośród propozycji został wybrany projekt trzeci, który zakłada możliwość regulacji wymiarów wynikającą z doboru grupy wiekowej. Rękaw stanowi jedną całość, co pozwala na samodzielne założenie przez pacjenta. Jedyną z wad jest skomplikowanie projektu i zastosowanie wielu małych elementów połączonych w jedną całość.

2.5. Zakres zmienności długości ciała dzieci w wieku od sześciu do dwunastu lat

Ze względu na zmienną długość poszczególnych części ciała w zależności od wieku został opracowany zakres regulacji poszczególnych elementów potrzebny do zaprojektowania rękawa dla wybranej grupy wiekowej. Otrzymane wyniki przedstawiono w tabeli.

Tabela 3 Zakres zmienności długości ciała dzieci w wieku od sześciu do dwunastu lat [6]

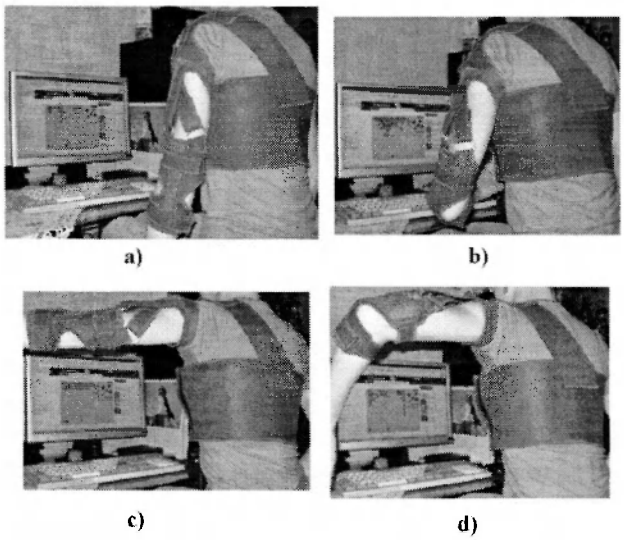
	WARTOŚĆ		
WYMIARY CIAŁA	MIN [CM]	MAX [CM]	ZAKRES [CM]
DŁUGOŚĆ RAMIENIA	**21**	**33**	**12**
DŁUGOŚĆ PRZEDRAMIENIA	**27**	**44**	**17**
SZEROKOŚĆ RAMION	**25**	**40**	**15**
OBWÓD KLATKI PIERSIOWEJ	**51**	**82**	**31**
OBWÓD RAMIENIA	**16**	**24***	**8***
OBWÓD PRZEDRAMIENIA	**16**	**22***	**6***

* uwzględnia dzieci w zakresie wiekowym od sześciu do dziesięciu lat

2.6. Urządzenie do interaktywnej rehabilitacji kończyny górnej

Urządzenie do interaktywnej rehabilitacji łączy w sobie kinezyterapię z zabawą. Połączenie ćwiczeń z wykorzystaniem komputera, a konkretnie gry komputerowej, pozwoli na zachęcenie dzieci do bardziej intensywnej rehabilitacji, która do tej pory była długa

i nużąca. Częstsze wykonywanie ćwiczeń prawdopodobnie da lepsze wyniki rehabilitacji, a przede wszystkim krótszy czas powrotu do zdrowia.



Rys. 3. Urządzenie do interaktywnej rehabilitacji kończyny górnej: a) kończyna w spoczynku, b) zgięcie kończyny w stawie łokciowym, c) odwodzenie w stawie barkowym, d) odwodzenie w stawie barkowym z jednoczesnym zgięciem w stawie łokciowym

3. PODSUMOWANIE

Projekt jest elementem badań prowadzonych w Katedrze Mechaniki Stosowanej we współpracy z Instytutem Informatyki Teoretycznej i Stosowanej Polskiej Akademii Nauk oraz Górnośląskim Centrum Zdrowia Dziecka w Katowicach – Ligocie w celu wytworzenia interaktywnych urządzeń do rehabilitacji dzieci i młodzieży z wadami narządu ruchu.

W pracy zaprojektowano rękaw, który będzie służył do interaktywnej rehabilitacji kończyny górnej dziecka. Przedstawiono trzy propozycje, z czego ostatecznie została wybrana jedna, do której dobrano odpowiedni materiał. Dwa czujniki umieszczone na wysokości stawu barkowego oraz na stawie łokciowym mają za zadanie sczytywać ruchy i przekazywać informację do przekaźnika, gdzie sygnał jest przesyłany do komputera, a każdy ruch odpowiada za określoną czynność w czasie gry.

Projekt powstał w ramach prac prowadzonych w Katedrze Mechaniki Stosowanej związanych z zaprojektowaniem zabawek do interaktywnej rehabilitacji dzieci. Zespolenie kinezyterapii, a w tym przypadku ruchów kończyną z odpowiednimi ruchami w grze komputerowej prawdopodobnie pozwoli na osiągnięcie lepszych wyników i szybszy powrót do sprawności.

LITERATURA

[1] Bober T., Zawadzki J.: „Biomechanika układu ruchu człowieka" Wydawnictwo BK, Wrocław 2001.

[2] Dega W.: „Ortopedia i rehabilitacja" Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1964.

[3] Grochowski J.: „Urazy dzieci" Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2000.
[4] Koszula M. M.: „Złamania i zwichnięcia u dzieci" Wydaw. Lekarskie PZWL, Warszawa 1996.
[5] Milanowska K.: „Kinezyterapia Gimnastyka lecznicza", wydanie II, Wydaw. Lekarskie PZWL, Warszawa 1970.
[6] Nowak E., Jarosz E., Księżyc D.: „Ocena funkcjonalna ręki dziecka na potrzeby projektowania i rehabilitacji", Instytut Wzornictwa Przemysłowego, Warszawa 1997.
[7] Weiss M., Zembaty A.: „Fizjoterapia" Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1983.
[8] Żuk T., Dziak A., Gusta A.: „Podstawy ortopedii i traumatologii", wydanie III, Wydaw. Lekarskie PZWL, Warszawa 1980.
[9] Sapok Aleksandra: „Opracowanie danych antropometrycznych układu szkieletowego człowieka" promotor dr inż. Wojciech Wolański, Gliwice 2005.
[10] http://www.imagesco.com/sensors/flex-sensor.html
[11] http://www.nautica.pl/nautica-old/artyk/neopr.htm

PROJECT OF DEVICE FOR INTERACTIVE REHABILITATION OF CHILDREN WITH DEFECTS OF UPPER LIMBS

Summary. This work shows project of device for interactive rehabilitation of children with defects of upper limbs. The device consists of a sleeve, two sensors and relays. The work compares the three proposals, and sleeve materials, which allowed us to select the optimal solution.

Dagmara TEJSZERSKA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Tomasz DŁUGOSZEWSKI, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Damian GĄSIOREK, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

ANALIZA WYTRZYMAŁŚCIOWA ENDOPROTEZY STAWU KOLANOWEGO

Streszczenie. W artykule przedstawiono analizę wytrzymałościową endoprotezy stawu kolanowego z wyłączeniem elementu udowego dla kilku wariantów obciążenia. Analiza ta pozwala na obserwację wpływu obciążenia na stan naprężeń i odkształceń w kości i endoprotezie. Model i jego analizę przeprowadzono metodą elementów skończonych w programie Ansys Workbench.

1. WSTĘP

Od niespełna półwieku na świecie stosuje się alloplastykę stawu kolanowego, pierwszy sztuczny staw w postaci endoprotezy zawiasowej został wszczepiony przez Walldiusa w 1951r. Zabieg wszczepiania endoprotezy stosuje się w celu wyleczenia zmian chorobowych w stawie kolanowym powstałych w skutek urazów, zwyrodnień. Dzięki zastosowaniu endoprotezy można zniwelować towarzyszący tym zmianom ból przeszkadzający w normalnym chodzeniu. Najczęściej takiemu zabiegowi poddawane są osoby starsze w wieku około 50-60 lat. [1],[3],[4]

Podczas operacji zamocowania endoprotezy dąży się do tego aby resekcja kości była jak najmniejsza a jednocześnie pozwalała na zamocowanie endoprotezy w taki sposób aby w jak największym stopniu odwzorować ruchy wykonywane przez staw kolanowy.[5]

W artykule przedstawiono analizę endoprotezy stawu kolanowego z wyłączeniem części udowej, badaniu poddano tylko część piszczelową zamocowaną w kości wraz z podkładką bez uwzględnienia cementu jako łącznika endoprotezy z kością piszczelową.

Model został wykonany w programie Ansys Workbench, dzięki czemu była możliwa jego analiza wytrzymałościowa, jak i obróbka poszczególnych elementów,

Do zamodelowania wariantów obciążenia wykorzystano model Maqueta.[1]

2. PROCES MODELOWANIA

W procesie modelowania wykonano model kości piszczelowej składający się z części korowej i gąbczastej oraz model endoprotezy stawu kolanowego składający się z elementu piszczelowego i podkładki.

2.1. Model kości piszczelowej

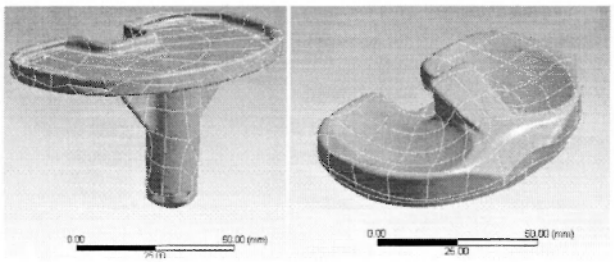
Do budowy tego modelu użyto modelu udostępnionego w postaci pliku IGES przez Marco Viceconti z Rizzoli Orthopaedic Institute [7]. Na podstawie tego pliku wykonano model składający się z kości korowej i gąbczastej o parametrach przedstawionych w tabeli 1[6].

Tabela 1. Parametry wytrzymałościowe kości użyte do analizy [6]

Materiał	Moduł Younga [GPa]	Współczynnik Poissona
Kość korowa	20,7	0,3
Kość gąbczasta	14,8	0,3

2.2. Model endoprotezy stawu kolanowego

W celu wykonania modelu endoprotezy stawu kolanowego posłużono się danymi uzyskanymi za pomocą skanowania 3D endoprotezy cementowej. Na ich podstawie po odpowiedniej obróbce powstał model elementu piszczelowego (Rys.1a) i model podkładki (Rys. 1b).



a) b)

Rys. 1. Model endoprotezy stawu kolanowego a)element piszczelowy, b) podkładka

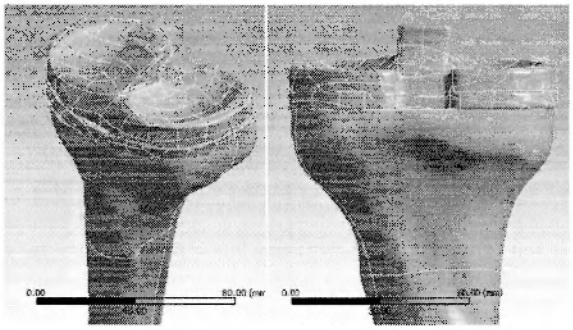
Jako materiał dla elementu piszczelowego przyjęto stal Cr-Ni-Mo, a dla podkładki polietylen o parametrach podanych w tabeli 2[2].

Tabela 2. Własności materiałowe dla elementów endoprotezy stawu kolanowego [2]

	Moduł Younga [GPa]	Współczynnik Poissona	R_m [MPa]	$R_{0,2}$ [MPa]
Element piszczelowy	193	0,31	800	300
Podkładka	1,1	0,42	33	25

2.3. Model kości piszczelowej z endoprotezą

W celu odpowiedniego zamocowania endoprotezy model kości piszczelowej został przycięty o około 15 [mm] mierząc od wierzchołka kości, przed ścięciem kość została ustawiona w pozycji, która jak najlepiej odwzorowuje położenie anatomiczne. Po zabiegu cięcia w kości wydrążono otwór pozwalający na osadzenie elementu piszczelowego endoprotezy. Na końcu do bruzdy w elemencie piszczelowym włożono podkładkę z polietylenu. Ze złożenia wszystkich elementów powstał model(Rys. 2), dla którego przeprowadzono analizę wytrzymałościową. W modelu tym nie uwzględniono cementu, który jest używany do połączenia endoprotezy z kością.



Rys. 2. Model kości piszczelowej z endoprotezą

3. ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA

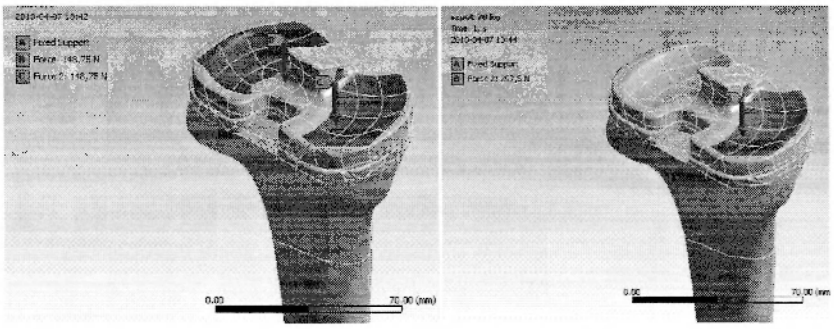
3.1. Założenia wstępne

Warianty obciążeń zastosowanych w analizie wynikają z modelu obciążeń opracowanego przez Maqueta, który pokazuje jak rozkładają się obciążenia w stawie kolanowym w różnych płaszczyznach i przy różnych czynnościach. Do analizy zastosowano trzy przypadki obciążenia:

a) Przypadek I – pacjent stojący na dwóch nogach, na pojedynczy staw kolanowy działa wtedy siła o wartości około 42,5% masy całego ciała, rozłożona równomiernie na całej powierzchni stawu (Rys. 3a)
b) Przypadek II – pacjent stojący na jednej nodze, na pojedynczy staw działa siła o wartości około 93% masy całego ciała (Rys. 3a)
c) Przypadek III – pacjent z kolanem szpotawym, siła działa tylko z jednej strony stawu (Rys. 3b)[1]

Podstawa kości została utwierdzona, a siła działa na model na kierunku osi „z". Każdy przypadek został obliczony dla trzech różnych pacjentów o masach podanych w tabeli 4. Do analizy użyto metody elementów skończonych dostępnej w programie Ansys Workbench .

Poszczególne elementy zostały ze sobą powiązane za pomocą kontaktu związanego.



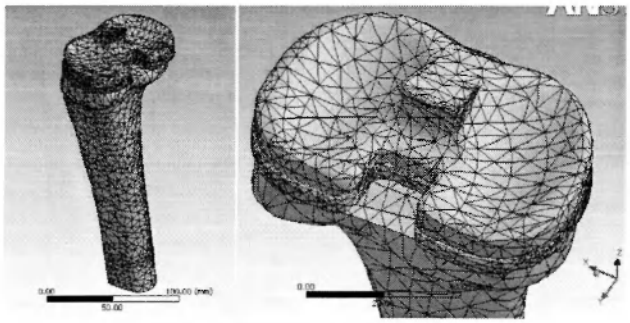
a) b)

Rys. 3. Analizowane przypadki obciążenia endoprotezy a) przypadek I i II, c) przypadek III

Tabela 4. Wartości sił użyte do analizy

	Masa [kg]	Siła działająca na endoprotezę [N]		
		Przypadek I	Przypadek II	Przypadek III
Pacjent 1	70	297,5	651	297,5
Pacjent 2	100	425	930	425
Pacjent 3	120	510	1116	510

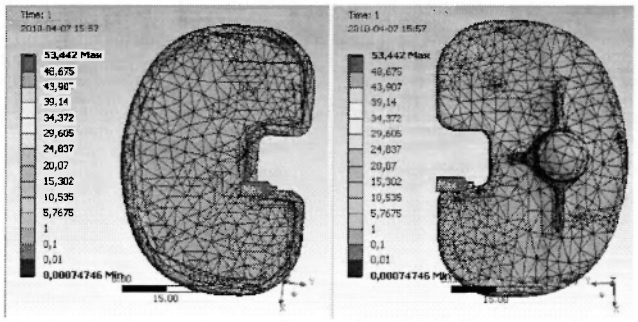
Model do obliczeń został zdyskretyzowany metodą elementów skończonych. Dla elementu o rozmiarze 5[mm] uzyskano 19542 elementów skończonych (Rys. 4), z tego podkładka posiada ich 2681, element piszczelowy 6047, kość piszczelowa korowa 5623, a kość piszczelowa gąbczasta 5191. Dla tak zdyskretyzowanego modelu wyznaczono naprężenia i odkształcenia występujące pod wpływem działania obciążeń opisanych powyżej.



Rys. 4. Dyskretyzacja modelu

3.2. Analiza naprężeń występujących w modelu

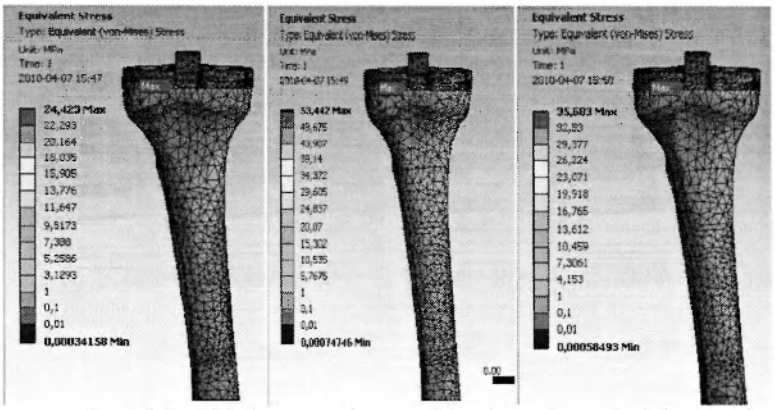
Największe naprężenia redukowane wg hipotezy Hubera uzyskano w elemencie piszczelowym endoprotezy(Rys. 5) dla przypadku gdy pacjent o masie 120[kg] stoi na jednej nodze. Wartość maksymalna tych naprężeń wynosi około 53,5 [MPa]. Pozostałe wartości uzyskane dla innych przypadków oraz różnych mas pacjentów zestawiono w tabeli 5.



Rys. 5. Rozkład naprężeń w elemencie piszczelowym endoprotezy dla pacjenta o masie 120 [kg]

Rozkład naprężeń w całym modelu przedstawiono na przykładzie pacjenta o masie 120 [kg]. Gdy stoi na dwóch nogach(Rys. 6a) naprężenia w kości korowej nie przekraczają 5,3 [MPa], w kości gąbczastej mieszczą się w granicy 3,2 [MPa], dla podkładki osiągaja maksymalnie około 0,7 [MPa], a dla elementu piszczelowego wynoszą maksymalnie 24,423 [MPa].

Analizując wariant ze staniem pacjenta o masie 120 [kg] na jednej nodze (Rys. 6b) to: maksymalne naprężenia zredukowane wg hipotezy Hubera w kości korowej wynoszą około 11,5 [MPa], w kości gąbczastej 6,912 [MPa], w podkładce osiągają wartość około 1,5[MPa], a w elemencie piszczelowym wynoszą aż 53,5 [MPa].



Rys. 6. Rozkład naprężeń w modelu a) stanie na dwóch nogach, b) stanie na jednej nodze, c) kolano szpotawe

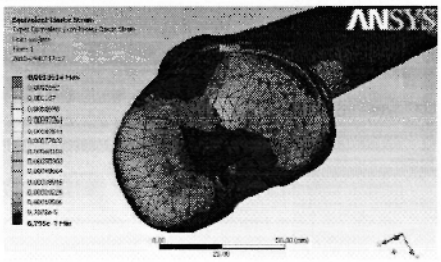
Gdy do analizy dla pacjenta o masie120 [kg] zastosuje się trzeci wariant obciążenia, tzw. kolano szpotawe(Rys. 6c) to: maksymalne naprężenia zredukowane w kości piszczelowej korowej osiągną wartość 5,782 [MPa], w kości piszczelowej gąbczastej wartość maksymalnych naprężeń zredukowanych będzie niższa niż w przypadku II i wyniesie 5,852 [MPa], w podkładce naprężenia te wyniosą 1,038[MPa] a w elemencie piszczelowym osiągną wartość 35,683[MPa].

Tabela 5. Maksymalne naprężenia zredukowane wg. Hipotezy Hubera

Element	Wariant	Naprężenia maksymalne w zależności od masy [MPa]		
		Pacjent 70[kg]	Pacjent 100[kg]	Pacjent 120[kg]
Element piszczelowy	Przypadek I	14,247	20,352	24,423
	Przypadek II	31,175	44,535	53,442
	Przypadek III	19,025	29,736	35,683
Podkładka	Przypadek I	0,398	0,566	0,683
	Przypadek II	0,865	1,243	1,491
	Przypadek III	0,553	0,865	1,038
Kość korowa	Przypadek I	3,046	4,278	5,223
	Przypadek II	6,692	9,549	11,446
	Przypadek III	3,085	4,818	5,782
Kość gąbczasta	Przypadek I	1,832	2,623	3,149
	Przypadek II	4,033	5,758	6,912
	Przypadek III	3,131	4,904	5,858

3.3. Analiza odkształceń występujących w modelu

Największe odkształcenia redukowane wg hipotezy Hubera występują w podkładce, gdy analizowany jest pacjent o masie 120 [kg] wynoszą one dla przypadku stania na jednej nodze (Rys. 7) około 0,001.



Rys. 7. Odkształcenia występujące w modelu

4. WNIOSKI

Z przeprowadzonej analizy wynika że najbardziej niekorzystnym modelem obciążenia dla endoprotezy jest przypadek stania na jednej nodze, występujące naprężenia są wtedy nawet dwa razy większe od naprężeń występujących dla przypadku gdy pacjent stoi na obu nogach.

Najbardziej obciążony jest element piszczelowy endoprotezy, który w badanym modelu ma bezpośredni kontakt z kością. Dodatkowo największe naprężenia pojawiły się w miejscach zaokrągleń o małym promieniu, nierówności i wyżłobień, dlatego podczas projektowania jak i wykonywania tych elementów należy zwrócić dużą uwagą na to aby łuki i zaokrąglenia były łagodne, a powierzchnie równe. Naprężenia zredukowane występujące w elementach endoprotezy nie przekroczyły wartości dopuszczalnych określonych w tabeli 2.

Na otrzymane wyniki wpływa dokładność odwzorowania kształtu endoprotezy i kości, miejsce przyłożenia obciążenia a także dyskretyzacja modelu.

LITERATURA

[1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 1997.
[2] Marciniak J.: Biomateriały. Gliwice: Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, 2002.
[3] Kubacki J.: Alloplastyka stawów w aspekcie zagadnień ortopedycznych i rehabilitacyjnych . Katowice: Wydawnictwa AWF Katowice, 2004.
[4] Kusz D., Wojciechowski P., Cieliński Ł. Iwaniak A., Jurkojć J., Gąsiorek D.: Stress distribution around a TKR implant: are lab results consistent with observatinal studies?. Acta of Bioengineering and Biomechanics Vol.10 No.4 s.21-26, 2008.
[5] Bellemans J., Ries M., Victor J.: Total Knee Arthroplasty. Heidelberg. Springer, 2005.
[6] Rho J. Y., Ashman R. B., Turner C. H.: Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. Journal of Biomechanics Vol. 26 No. 2 s.111-116, 1993.
[7]http://www.biomedtown.org/biomed_town/LHDL/Reception/datarepository/repositories/BelRepWikiPages/VisibleHumanMaleBoneSurfaces

STRENGTH ANALYSIS OF TOTAL KNEE PROSTHESIS

Summary. Numerical strength analysis of total knee prosthesis without femur element for few variants of load was presented in this paper. This analysis allow us observe the influence of load on the state of stress and strain in tibia bone and prosthesis . The model and its finite element analysis was performed in ANSYS Workbench.

Dagmara TEJSZERSKA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Bartosz GŁOGOWSKI, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Agata GUZIK-KOPYTO, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

PROJEKT SPORTOWEGO WÓZKA INWALIDZKIEGO

Streszczenie. W pracy przedstawiono podstawowe zagadnienia dotyczące budowy sportowych wózków inwalidzkich, a także zostały zaprezentowane niektóre wybrane modele sportowych wózków inwalidzkich dostępne na rynku. Głównym celem niniejszej pracy był projekt własny wózka. Dodatkowo przeprowadzono analizę wytrzymałościową ramy wózka w programie CAE.

1. WSTĘP

Człowiek niepełnosprawny nie potrafi pogodzić się z perspektywą spędzenia reszty życia na wózku inwalidzkim i nie bierze pod uwagę uprawiania sportu, czy też aktywnego spędzania czasu. W dzisiejszych czasach, przy tak bogatej ofercie producentów wózków, pacjent może pozostać całkowicie samodzielny, co więcej oferowane wózki umożliwiają prowadzenie aktywnego trybu życia. Liczba dyscyplin sportowych na wózkach wcale nie ustępuje tym tradycyjnym, uprawianym przez osoby w pełni sprawne. Dobór inwalidzkiego wózka sportowego jest czynnością zawsze indywidualną. Polega na odpowiednim wyborze wózka do odpowiedniej dyscypliny sportu oraz wielkości geometrycznych użytkownika. Aby w pełni wykorzystać możliwości wózka sportowego konieczne jest nabycie prawidłowej techniki jazdy oraz właściwe dopasowanie wózka [1,2].

2. BUDOWA SPORTOWEGO WÓZKA INWALIDZKIEGO

W celu opisu budowy sportowego wózka inwalidzkiego dokonano porównania go z wózkiem inwalidzkim aktywnym. Podstawową różnicą w budowie porównywanych wózków jest konstrukcja ramy. Wózek sportowy posiada ramę stałą, natomiast wózek aktywny ramę składaną, tak zwaną krzyżakową. Rama ma na stałe połączone podłokietniki, podnóżki i celowo obniżone oparcie, umożliwiające swobodny obrót tułowia zawodnika. Jedyną możliwością napędzania wózka sportowego jest napęd ręczny przez użytkownika. Koła czynne pochylone są pod ściśle określonym kątem, zwiększając skrętność i pozwalając uniknąć przewrócenia się w bok. Małe koła przednie zapewniają większą zwrotność wózka. Dodatkowo, aby zwiększyć bezpieczeństwo w wózkach stosowany jest układ przeciwprzechyłowy z kółkiem. Pojazdy tego typu nie są wyposażone w hamulce. Pozostałe elementy występują w obu typach wózków, są to poduszka przeciwodleżynowa, pasy bezpieczeństwa dla użytkownika oraz pas zabezpieczający na łydki.

3. PRZEGLĄD WÓZKÓW SPORTOWYCH

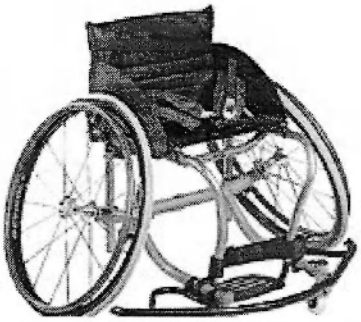
W ramach pracy dokonano przeglądu literatury dotyczącej sportowych wózków inwalidzkich przeznaczonych do gry w koszykówkę. Na rysunku 3.1 przedstawiono wózek Swoosh firmy Colours'N'Motion. Wózek ten charakteryzuje się jednolitą konstrukcją oraz możliwością regulacji położenia kół biernych, pochylenia kół czynnych i wysokości podnóżka, co w wózkach tego typu jest rzadkością. Na rysunku 3.2 pokazano produkt firmy RGK o stałej ramie chromowo-molibdenowej z dodatkowymi kołami biernymi zabezpieczającymi przed przewróceniem w tył. Producentem wózka na rysunku 3.3 jest firma Quickie. Wózek ten cechuje solidna tytanowa rama o niewielkim ciężarze 10kg. Pochylenie kół czynnych to 16^{o}-20^{o}. Wózek firmy Melrose (rys. 3.4) dostępny jest w wersji z ramą aluminiową lub tytanową. Pochylenie kół czynnych to 10^{o}-20^{o}. Dodatkowo wyposażono go w zabezpieczenie przeciwprzechyłowe.



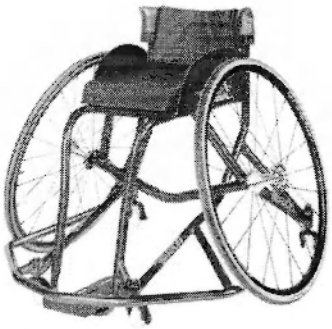
Rys. 1. Swoosh – Colours'N'Motion [3]



Rys. 2. Interceptor – RGK [4]



Rys. 3. Quickie Ti All Cort – Quickie [5]



Rys. 4. Basketball – Melrose [6]

4. PROJEKT WÓZKA

Głównym celem niniejszej pracy było opracowanie wirtualnego modelu sportowego wózka inwalidzkiego służącego do w koszykówkę, a następnie przeprowadzona została analiza wytrzymałościowa ramy wózka.

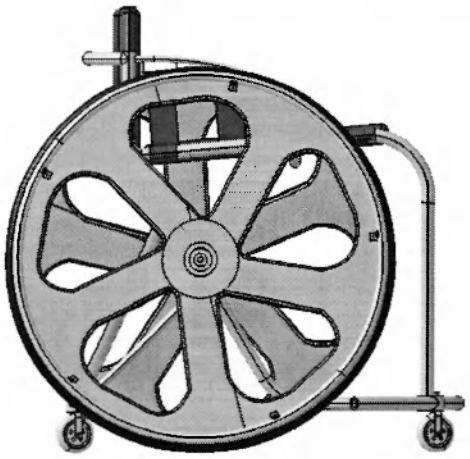
4.1. Wirtualny model wózka

Rama wózka przedstawionego na rysunku 4.1 wykonana jest ze stopu tytanu, o stałej konstrukcji całkowicie pozbawionej zdejmowanych i regulowanych elementów. Jej zadaniem jest zapewnienie użytkownikowi stabilności i jednocześnie zwrotności oraz bezpieczeństwa.

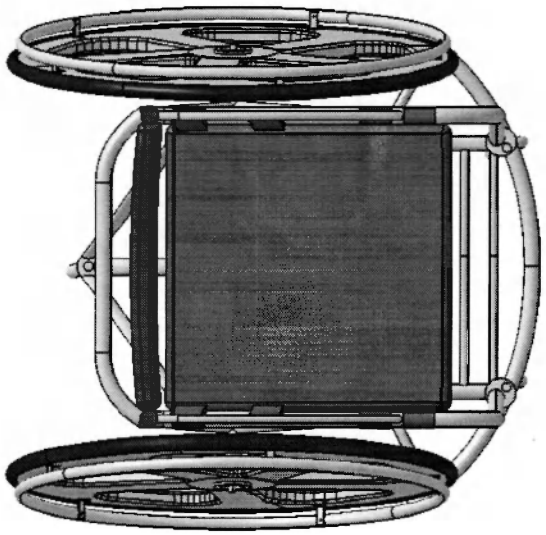
Koła czynne zostały zaprojektowane na wzór zintegrowanych kół rowerowych, w tym przypadku pięcioramiennych. Wykonane są one w pełni z włókna węglowego i montowane do ramy za pomocą szybkozłącza. Pozostałe elementy takie jak siedzisko i opony zostały dobrane z katalogów firmowych [8,9].



Rys. 5.Wirtualny model wózka inwalidzkiego sportowego – widok izometryczny



Rys. 6. Wirtualny model wózka inwalidzkiego sportowego – widok z prawej

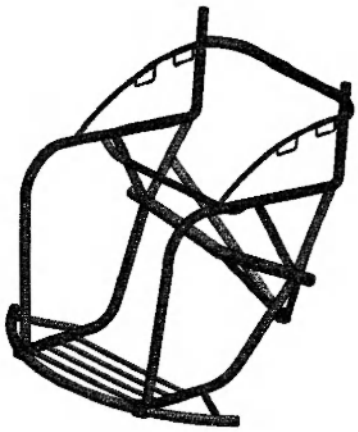


Rys. 7. Wirtualny model wózka inwalidzkiego sportowego – widok z góry

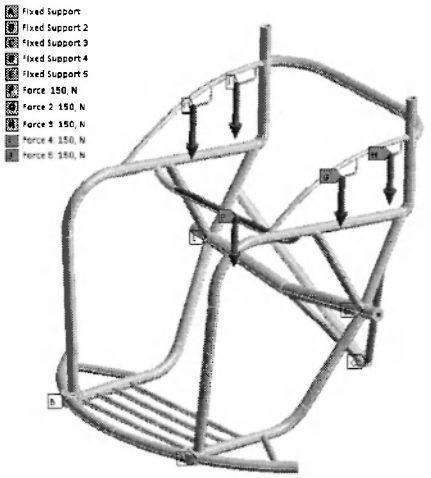
4.2. Analiza wytrzymałościowa ramy wózka

Rama wózka została poddana statycznej analizie wytrzymałościowej w programie Ansys Workbench. Rysunek 4.1 przedstawia proponowany model wózka sportowego z nałożoną siatką elementów skończonych. Dyskretną siatkę zbudowano z 100197 elementów, które są połączone w 197870 węzłach (rys. 4.1).

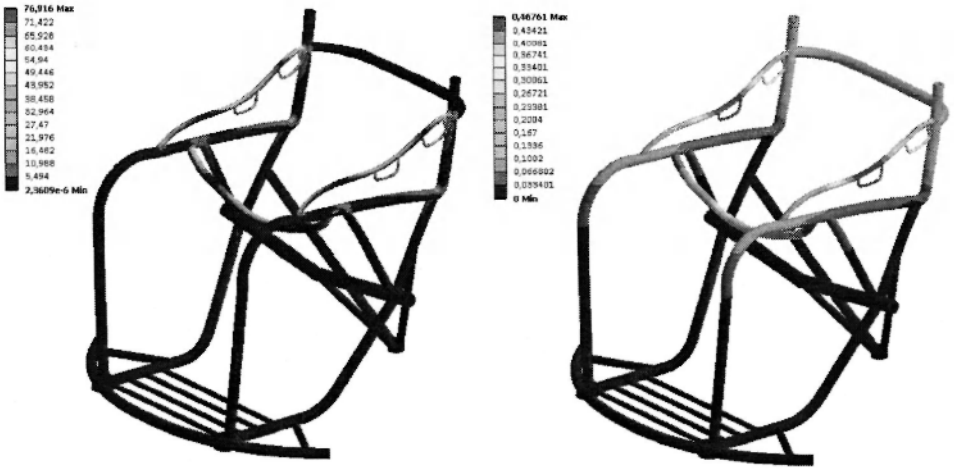
Do modelu zostało przyłożone pięć podpór stałych działających w miejscach kół czynnych i biernych. Założono, że użytkownik waży 80kg. Model obciążono siłą 750N rozłożoną w pięciu punktach oznaczonych na rysunku 4.2. Naprężenia zredukowane Hubera Missessa wyniosły 77MPa co przy granicy plastyczności użytego stopu tytanu 930MPa daje współczynnik bezpieczeństwa równy 15. Przemieszczenia w ramie są bardzo małe i wynoszą 0,45 mm.



Rys. 8. Model z nałożoną siatką elementów skończonych



Rys. 9. Model z zaznaczonymi powierzchniami przyłożenia sił



Rys. 10. Model z nałożoną mapą naprężeń

5. PODSUMOWANIE

W projektowanym sportowym wózku inwalidzkim, celem zwiększenia sprawności napędu przesunięto położenie środka masy układu wózek – użytkownik w kierunku tylnich kół, przez co około 90% masy przypada na koła tylne. Uzyskano niewielki ciężar wynoszący 11kg z kołami, stosunek masy wózka do masy użytkownika wyniósł 0,13. Wytrzymała i sztywna konstrukcja daje użytkownikowi poczucie stabilności. Brak możliwości składania i regulacji czyni konstrukcję odporną na obciążenia i minimalizuje możliwości powstania usterek. W projektowanym wózku zastosowano zintegrowane, pięcioramienne koła czynne, wykonane z włókna węglowego. Liczbę dodatkowych elementów ograniczono do minimum. Wózek ma niewielkie wymiary gabarytowe, co umożliwia lepszą zwrotność.

LITERATURA

[1] Gajda M.: Wózek inwalidzki bez tajemnic, "Integracja" 1/2005 http://www.niepelnosprawni.pl
[2] Sydor M., Zabłocki M.: Wybrane problemy doboru i konfiguracji wózkainwalidzkiego z napędem ręcznym. Fizjoterapia Polska, Medsportpress, 2006; 2(4); Vol. 6, (s.172-177), ISSN 1642-0136.
[3] http://www.colourswheelchair.com
[4] http:// www.rgklife.com
[5] http://www.quickie-wheelchairs.com
[6] http://www.wheelchairs.co.nz
[7] http:// www.viteacare.com
[8] Katalog Schwalbe 2010r. „Opony do wózków inwalidzkich".
[9] Katalog the ROHO group – „Systemy przeciwodleżynowe".

PROJECT OF THE SPORT WHEELCHAIR

Summary. Paper presents basic problems of construction of the sport wheelchairs. Some chosen models of sport wheelchairs available on market were presented in this paper. The main aim of this paper was author's project of the wheelchair. Strength analysis of the frame of the wheelchair was done in a CAE program.

Dagmara TEJSZERSKA, Grzegorz ILEWICZ, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

STUDIUM CZYNNOŚCI RUCHOWYCH KOŃCÓWKI OPERACYJNEJ TELEMANIPULATORA KARDIOCHIRURGICZNEGO

Streszczenie. W pracy przedstawiono analizę kinematyki torakoskopowej końcówki operacyjnej telemanipulatora kardiochirurgicznego. Zidentyfikowano optymalne wartości prędkości dla ruchów niezwiązanych z interakcją narzędzia i serca. Stosowano różniczkowanie numeryczne z wygładzaniem wielomianowym Savitzkiego-Golaya w celu eliminacji negatywnego wpływu zakłócenia na jego efekt.

1. WSTĘP

Dynamiczny rozwój nowoczesnych technik prowadzenia operacji na sercu człowieka odbywa się dzięki synergistycznej współpracy m.in.: lekarzy, biomechaników i mechatroników. Obszar minimalnie inwazyjnej kardiochirurgii jest od wielu lat miejscem wykorzystywania najnowszych osiągnięć szeroko pojmowanej inżynierii w biomedycynie. Istotną rolę w torakoskopowym procesie operacyjnym układu sercowo naczyniowego pełnią zrobotyzowane struktury o budowie teleoperatora. Z ich zastosowaniem przeprowadza się precyzyjne i bezpieczne zabiegi operacyjne o cechach minimalnej urazowości bez stosowania układu sztucznie wspomagającego krążenie ustrojowe. Można tu wspomnieć o przeprowadzanej przy użyciu endoskopowych narzędzi anastomozie aortalno-wieńcowej przeciwdziałającej zabójczym skutkom niedokrwienia mięśnia serca spowodowanego powszechną w Polsce arteriosklerozą.

1.1 Końcówka operacyjna

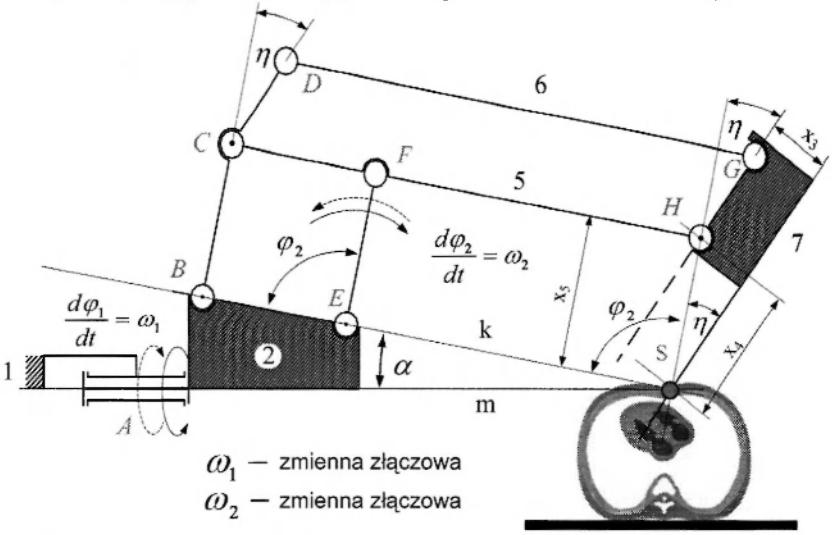
Minimalnie inwazyjna końcówka operacyjna telemanipulatora kardiochirurgicznego jest narzędziem (instrumentem chirurgicznym) o napędzie elektrycznym przeznaczonym do operowania tkanki ludzkiej w szczególności serca. Z uwagi na budowę, niezależnie od przeznaczonego jej zadania chirurgicznego, należy wskazać na charakterystyczną budowę prętową, z którą są związane dwa podstawowe wymiary: średnica i długość. W zależności od wykonywanej procedury torakoskopowej jej zadania można określić jako tożsame klasycznym instrumentom chirurgicznym takim jak: skalpel, igła, przyrząd elektrokoagulacyjny, nożyczki, szczypczyki i inne, z zastrzeżeniem ich działania po przejściu przez niewielki otwór (≤ 12 *mm*) w klatce piersiowej pacjenta. Wykonywane przez końcówkę operacyjną ruchy sklasyfikowano jako operacyjne i ustawcze względem operowanego serca

2. OPIS RUCHU KOŃCÓWKI OPERACYJNEJ

Praktyczna metoda uzyskania stałopunktowości kinematycznej telemanipulatora kardiochirurgicznego polega na zastosowaniu, do pozycjonowania końcówki operacyjnej

struktury zawierającej dźwigniowy mechanizm stałopunktowy, który umożliwia realizację zadanego prawa ruchu i jednocześnie w sposób przewidziany ogranicza swobodę efektora. Z punktu widzenia teorii maszyn i mechanizmów końcówka operacyjna jest jednym z ogniw dźwigniowego mechanizmu stałopunktowego pokazanego na rysunku 1.

Człon oznaczony jako 7 jest określany jako bierny (końcówka operacyjna - efektor), którego ruch jest ze względu na funkcję układu i przeznaczenie oczekiwany.



Rys.1. Schemat strukturalny mechanizmu stałopunktowego z geometrycznym przemieszczeniem kątowym końcówki operacyjnej o wartość

Warunki geometryczne i wymiary uwarunkowane dla mechanizmu z rysunku 1 przybierają postać:

Stałopunktowość kinematyczna mechanizmu, wymagana w chirurgii minimalnie inwazyjnej, realizowana z wykorzystaniem struktury o geometrii niespełniającej warunków (1) zostaje utracona. Następuje wtedy zmiana wymaganego operacją torakoskopową prawa ruchu lub zakresu ruchu, co prowadzi do niebezpieczeństwa urazu klatki piersiowej pacjenta.

Kąt o jaki należy dokonać przemieszczenia (rotacji) osi obrotu pary kinematycznej V klasy, obrotowej i niższej D względem adekwatnej C, aby końcówka operacyjna przechodziła przez punkt stały określa formuła:

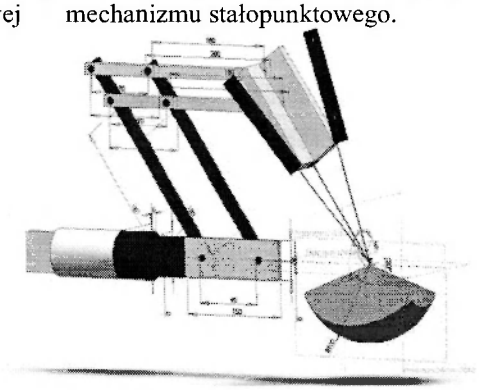
$$\eta = arctan\frac{|x_3|}{|x_4|} = arcsin\frac{|x_3|}{|x_5|} \qquad (2)$$

Poprawność pozycjonowania końcówki operacyjnej z wykorzystaniem mechanizmu z rys. 1 sprawdzono na prototypie wirtualnym zbudowanym z wykorzystaniem metody układów wieloczłonowych w przestrzeni wirtualnej i pokazano na rysunku 2.

Pewien przypadek ruchu końcówki operacyjnej (bez uwzględniania dodatkowego ruchu postępowego-prostoliniowego czy też śrubowego) można uznać jako kulisty o nieruchomym punkcie stałym S - jego środku (rys.3). Ruchem unoszenia jest ruch obrotowy z prędkością kątową gdzie wektor prędkości kątowej nie zmienia swego położenia i leży w osi pary kinematycznej A mechanizmu stałopunktowego z rysunku 1.

Ze względu na to, że w kolejnych chwilach czasu wektor (opisany na rys.1 i 3) znajduje się w płaszczyźnie obracającej się o kąt (kąt obrotu w parze kinematycznej E) wokół linii działania wektora wektor może być rozłożony na dwie składowe

względem pozostającego w spoczynku układu współrzędnych (układu bezwzględnego) przyjętego w punkcie stałym S. Takie postępowanie jest możliwe ze względu na występowanie trzech składowych chwilowej prędkości kątowej, znajdującej się w ruchu kulistym na osi 1 (rys.3). Dodatkowo wektor chwilowej prędkości kątowej w ruchu kulistym będzie zawsze znajdował się w płaszczyźnie obracającej się wokół linii działania wektora prędkości kątowej mechanizmu stałopunktowego.

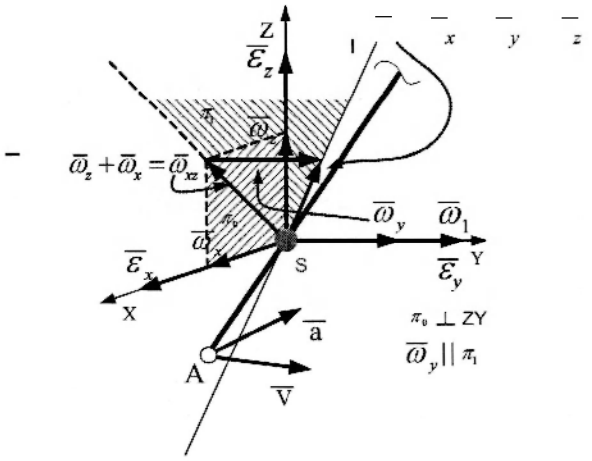


Rys. 2. Parametryczny model wirtualny umożliwiający weryfikację kinematyki końcówki operacyjnej telemanipulatora kardiochirurgicznego

Wobec tego prędkość liniową punktu A końcówki operacyjnej można określić wzorem:

$$v_A = \omega \times r = \begin{vmatrix} i & j & k \\ \omega_x & \omega_y & \omega_z \\ r_x & r_y & r_z \end{vmatrix} \quad (3)$$

Wobec powyższego wartości składowych tego wektora wynoszą:



Rys.3. Ruch kulisty końcówki operacyjnej

$$v_{Ax} = \omega_y z - \omega_z y, \quad (4)$$

$$v_{Ay} = \omega_z x - \omega_x z, \quad (5)$$

$$v_{Az} = \omega_x y - \omega_y x. \quad (6)$$

Przyspieszenie bezwzględne punktu A jest określone przez:

$$\bar{a}_{BA} = \bar{\varepsilon} \times \bar{r} + \bar{\omega} \times \dot{\bar{r}} =$$

$$= \begin{vmatrix} i & j & k \\ \varepsilon_x & \varepsilon_y & \varepsilon_z \\ r_x & r_y & r_z \end{vmatrix} +$$

$$+ \begin{vmatrix} i & j & k \\ \omega_x & \omega_y & \omega_z \\ v_x & v_y & v_z \end{vmatrix}. \quad (7)$$

Wobec tego wektor posiada składowe o modułach równych:

$$a_{Ax} = \varepsilon_y z - \varepsilon_z y + \omega_y v_z - \omega_z v_y \quad (8)$$

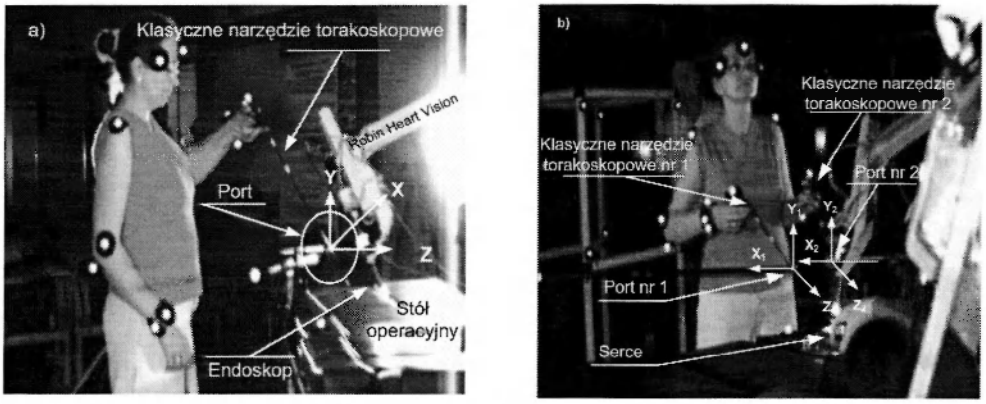
$$a_{Ay} = \varepsilon_z x - \varepsilon_x z + \omega_z v_x - \omega_x v_z \quad (9)$$

$$a_{Az} = \varepsilon_x y - \varepsilon_y x + \omega_x v_y - \omega_y v_x \quad (10)$$

W przypadku gdy ruch kulisty końcówki operacyjnej będzie regularny punkt A będzie wykreślał trajektorię, która będzie okręgiem. W każdym innym przypadku wykreślana trajektoria będzie apeksem.

3. IDENTYFIKACJA OPTYMALNYCH WARTOŚCI PRĘDKOŚCI DLA RUCHÓW USTAWCZYCH KOŃCÓWKI OPERACYJNEJ

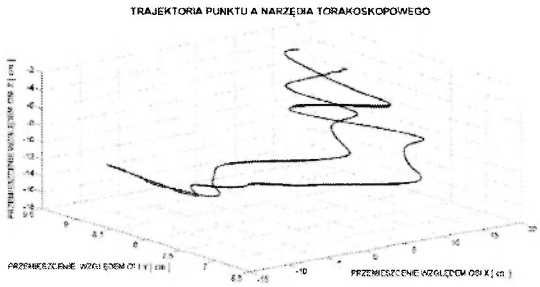
W obszarze badań empirycznych przeprowadzono analizę czynności ruchowych torakoskopowego instrumentarium operacyjnego pozycjonowanego przez kardiochirurga Śląskiego Centrum Chorób Serca w Zabrzu. Obiektem operacji było serce odzwierzęce (Sus strofa F. Domestica). Otoczenie eksperymentu przygotowane przez ekspertów w dziedzinie medycyny minimalnie inwazyjnej wiernie odwzorowywało rzeczywistą sytuację operacji torakoskopowej. Sygnał pomiarowy przemieszczania się w czasie narzędzi torakoskopowych zarejestrowano przy użyciu systemu optoelektronicznego [2]. Z użyciem metod numerycznych uzyskano wartości bezwzględnych prędkości i przyspieszeń końcówek operacyjnych. W celu eliminacji szumu zakłócającego prawdziwy przebieg rejestrowanego sygnału stosowano procedury wygładzania Savitzkiego-Golaya z użyciem wielomianów ortogonalnych, których współczynniki wyznacza się metodą najmniejszych kwadratów [3].



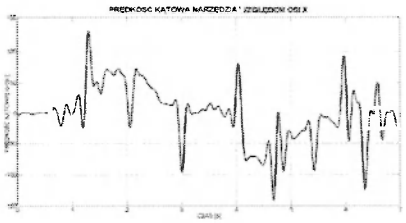
Rys. 4. Eksperyment wyznaczania parametrów kinematycznych narzędzia torakoskopowego a) przy wyznaczaniu parametrów kinematycznych dla czynności ustawczych końcówki operacyjnej b) podczas czynności manipulacyjnych z tkanką serca

Wielkością, której wartość jest potrzebną jako parametr metody jest „okno" pomiarowe, które stanowi wydzielony przedział pobierania danych pomiarowych w celu ich przetwarzania (przykładowo trzy wartości pomiarowe zarejestrowane w pewnym przedziale czasu). W celu optymalnego doboru „okna" obliczano wartość kryterium Durbina - Watsona (rys.9), które jest miarą korelacji reszt wygładzania.

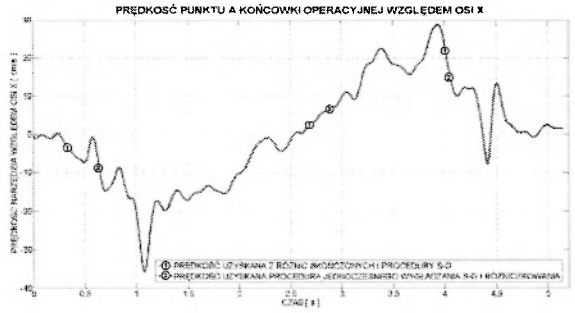
Na rysunku 5 przedstawiono trajektorię narzędzia torakoskopowego dla czynności ruchowej końcówki operacyjnej określonej przez specjalistów w zakresie torakochirurgii jako ustawczą względem tkanki serca.



Rys. 5. Trajektoria ekstremalnego punktu A końcówki operacyjnej



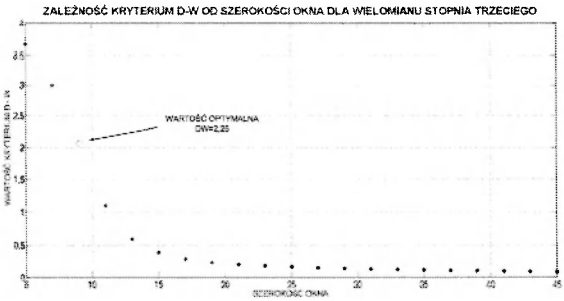
Rys. 6. Składowa prędkości kątowej liczona względem osi x



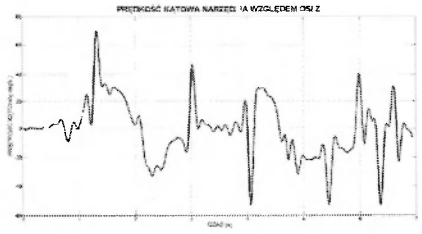
Rys. 7. Prędkość liniowa ekstremalnego punktu końcówki operacyjnej względem osi x uzyskana dwoma metodami: z wygładzaniem przebiegu prędkości wielomianem ortogonalnym trzeciego stopnia



Rys. 8. Składowa prędkości kątowej liczona względem osi y



Rys. 9. Statystyka Durbina – Watsona w celu optymalnego doboru okna pomiarowego dla wielomianu ortogonalnego trzeciego stopnia



Rys. 10. Składowa prędkości kątowej liczona względem osi z

Na jej podstawie uzyskano wartości prędkości kątowych względem osi kartezjańskiego układu współrzędnych przyjętego w punktach stałych analizy (portach dostępowych do jamy klatki piersiowej, w której znajdowało się serce). Przeprowadzono procedurę różniczkowania numerycznego z wykorzystaniem różnic skończonych i wygładzania wielomianowego oraz w celu sprawdzenia poprawności analizy zróżniczkowano sygnał przemieszczenia w czasie ponownie z wykorzystaniem procedury programu Matlab [2] różniczkowania z jednoczesną redukcją zakłócenia filtrem Savitzkiego-Golaya. Stosowano kryterium Durbina-Watsona. Na rysunku 6 przedstawiono wykres prędkości liniowej końcówki operacyjnej względem osi x

układu współrzędnych uzyskany drogą różniczkowania przemieszczenia w czasie obydwoma metodami. Nakładanie się wykresów prędkości świadczy o poprawności różniczkowania numerycznego. Uzyskano również zadowalający efekt redukcji negatywnego wpływu zakłócenia na pomiar. Na rysunkach, 6,8,10 pokazano składowe chwilowej prędkości kątowej końcówki operacyjnej w ruchu kulistym, które z wykorzystaniem formuł kinematyki mogą w prosty sposób posłużyć do określenia wartości zmiennych złączowych mechanizmu stałopunktowego i tym samym przekładają się na parametry ruchu torakoskopowej końcówki operacyjnej, która jest jednym z ogniw mechanizmu stałopunktowego struktury telemanipulatora kardiochirurgicznego.

4. PODSUMOWANIE

W toku analizy sytuacji operacyjnych realizowanych podczas eksperymentu na sercu odzwierzęcym uzyskano wartości parametrów kinematycznych dla ruchów ustawczych końcówki operacyjnej telemanipulatora kardiochirurgicznego. Wartości prędkości uzyskano stosując średnią arytmetyczną z wartości bezwzględnej wyników pomiarów podczas analizowanego ruchu dla przedziału czasu, w którym ruch narzędzia torakoskopowego został przez kardiochirurga uznany za unormowany i był kontrolowany przez jego percepcję.

Dla czynności ustawczych po przejściu narzędzia przez port dostępowy (prędkości końcówki przyjęto jak dla czynności operacyjnych związanych z interakcją narzędzia i tkanki - ze względu na bezpieczeństwo operowanego) uzyskano prędkości: ω_1= 1,3 [deg/s] , ω_2= 2,75 [deg/s]. Dla czynności ustawczych, podczas których narzędzie znajduje się poza jamą ciała lub jest z ciała jednoznacznie wyprowadzane: ω_1= 14,78 [deg/s] , ω_2=35,96 [deg/s] .

5. WNIOSKI

Określenie optymalnych parametrów prędkości dla ruchów ustawczych końcówki operacyjnej skutkuje zwiększeniem efektywności i dokładności pozycjonowania narzędzia względem tkanki serca przez co czas operacji i pozostawania pacjenta w stanie zawsze niekorzystnej dla zdrowia narkozy zostaje skrócony. Ponadto wzrasta bezpieczeństwo użytkowania struktury telemanipulatora podczas ruchów związanych z częstą wymianą końcówek operacyjnych w przebiegu kolejnych etapów zabiegu torakoskopowego.

LITERATURA

[1] Documentation for MathWorks Products. R2010

[2] Ilewicz G., Michnik R., Jurkojć J., Tejszerska D., Nawrat Z., Śliwka J.. Zastosowanie systemu optycznego do opisu kinematyki narzędzi torakoskopowych w trakcie operacji minimalnie inwazyjnych na sercu – badania pilotażowe. Materiały konferencyjne. IV Sympozjum „Analiza ruchu – teoria i praktyka w zastosowaniach klinicznych". IPCZD. Warszawa 2009

[3] Lohninger H. Teach/Me Data Analysis. Springer-Verlag, Berlin -New York - Tokyo, 1999

THE MOTIONS STUDY OF THORACOSKOPE TOOL OF CARDIOSURGICAL TELEMANIPULATOR

Summary: The analysis of kinematics of thoracoscope tool of cardiosurgical telemanipulator is presented in the paper. The optimal values of velocities for motion that aren't bound up with interaction tool and tissue were identified. The numerical differentiation with Savitzky-Golay smoothing was applied to elimination negative influence of noises for its effect.

Dagmara TEJSZERSKA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Damian JAROSZ, Bartosz GŁOGOWSKI, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej
Agata GUZIK-KOPYTO, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

MODERNIZACJA URZĄDZEŃ DO REHABILITACJI KOŃCZYNY GÓRNEJ

Streszczenie. Celem prezentowanej pracy było dokonanie modernizacji wybranych urządzeń służących do rehabilitacji kończyny górnej. W artykule przedstawiono dwa urządzenia zaprojektowane w programie Autodesk Inventor.

1. WSTĘP

Dysfunkcja fizyczna u człowieka może przybierać różne formy oraz dotyczyć wielu narządów oraz kończyn [2,4]. Upośledzenie narządu ruchu może powstać na wskutek urazu lub zmian chorobowych. W dzisiejszych czasach zauważyć można dynamiczne rozwijającą się epidemię urazów wywołaną rozwojem przemysłu i środków transportu. Upośledzenie oraz zmiany zwyrodnieniowe wynikają z uzależniania ruchu człowieka od środków transportowych [3].

Sprawność czynności kończyny górnej jest bardzo ważna w codziennym życiu. Kończyna ta wykazuje skomplikowaną budowę anatomiczną [1].

Urządzenia do rehabilitacji pomagają w wykonywaniu ruchów wykorzystywanych w życiu codziennym. Powinny one być bezpieczne dla pacjenta i wykazywać się dużą mobilnością.

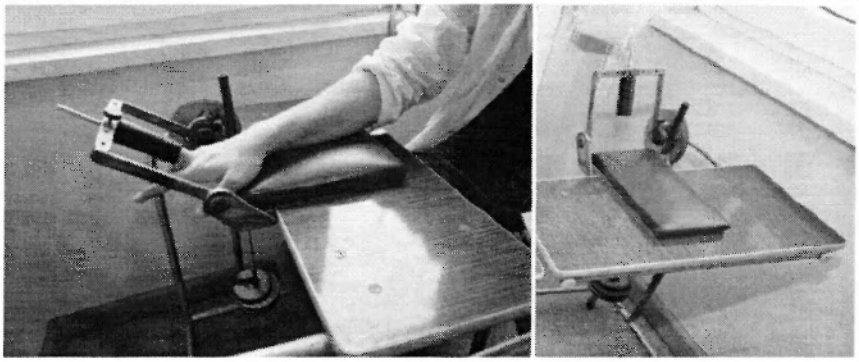
2. MODERNIZACJA URZĄDZEŃ

Modernizacja polega na unowocześnieniu i trwałemu ulepszeniu istniejącego obiektu. Jej celem jest zwiększenie wartości użytkowej i walorów estetycznych produktu.

W pracy podjęto próbę modernizacji dwóch urządzeń wykorzystywanych w procesie rehabilitacji niedowładów kończyny górnej.

2.1. Urządzenie do rehabilitacji palców ręki

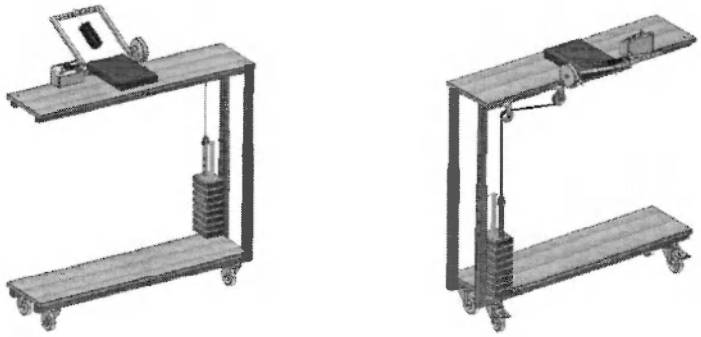
W pracy wykorzystano istniejący sprzęt rehabilitacyjny, służący do rehabilitacji palców ręki.



Rys.1. Widok istniejącego urządzenia

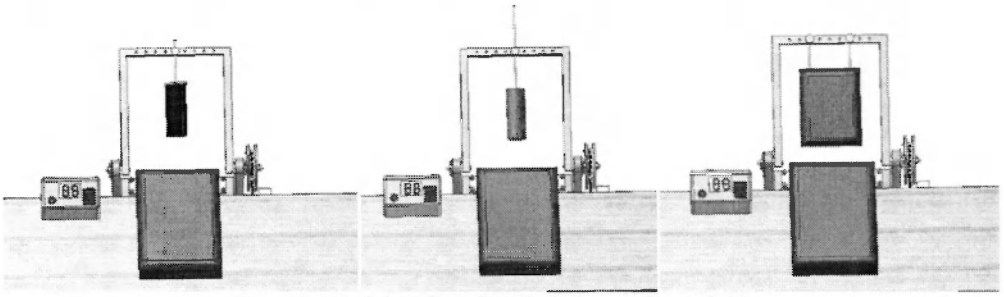
Na rysunku 1 przedstawiono stacjonarne urządzenie służące do czynnej rehabilitacji placów ręki przy unieruchomionym stawie nadgarstkowym. Pacjent opiera rękę na poduszce i wykonuje ruch zginania palca w płaszczyźnie strzałkowej. Opór jaki musi pokonać pochodzi od ciężarków. Obciążenie można regulować dokładając kolejne ciężarki.

Głównym celem stawianym przy modernizacji urządzenia przedstawionego na rysunku 1.2 było uzyskanie jak największej jego mobilności. Zwiększenie mobilności otrzymano poprzez nadanie urządzeniu kształtu ceownika z zastosowanymi kołami jezdnymi wraz z układem blokowania. Ponadto dodatkowe moduły przedstawione na rysunku 1.3 umożliwiają ćwiczenia zespołu stawów nadgarstkowych.



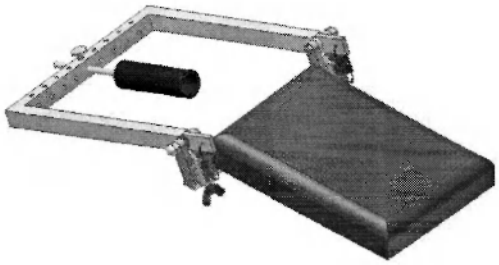
Rys. 2. Wirtualny model urzadzenia po modernizacji

Dzięki wymienionym rozwiązaniom, urządzenie to będzie można łatwo transportować, również do chorych unieruchomionych na łóżkach. Dodatkowe zastosowane moduły pozwalają na ćwiczenia nie tylko palców, ale również ruchomości w stawie nadgarstkowym.



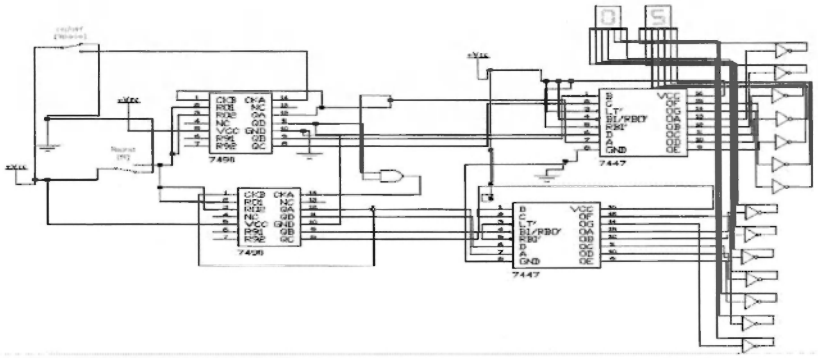
Rys. 3. Modele wirtualne dodatkowych modułów

Podczas rozważań nad postacią konstrukcyjną urządzenia, jednym z wariantów zmiany obciążenia była regulacja za pomocą sprężyny. Jednakże regulacja za pomocą ciężarków i odpowiednio poprowadzonej linki na kołowrotkach, jest prostsza niezawodna i umożliwia większy zakres obciążenia.



Rys. 4. Regulacja obciążenia przy zastosowaniu sprężyny

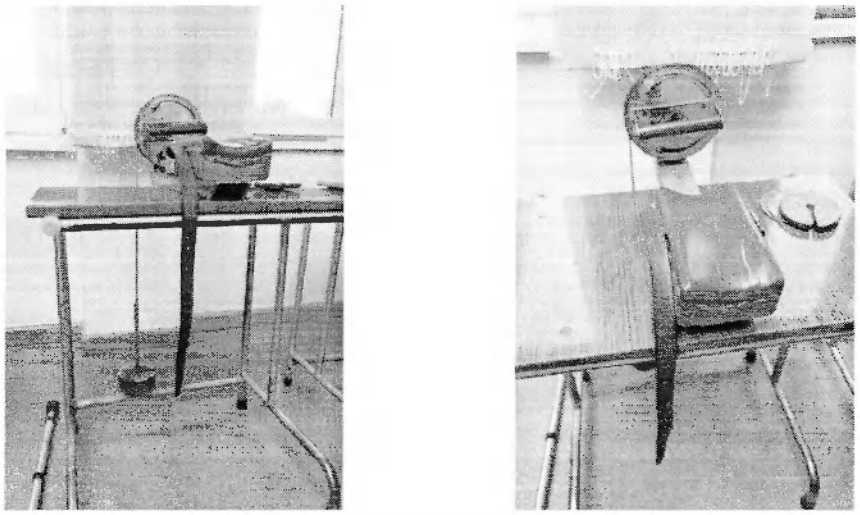
W celu zwiększenia atrakcyjności wykonywania ćwiczeń opracowano układ zliczający liczbę poprawnych powtórzeń. W skład układu liczącego wchodzą dwa liczniki modulo 10 (UCY 7490), oraz dwa translatory kodu BCD na kod wyświetlacza siedmiosegmentowego (UCY 7447).



Rys 5. Schemat układu liczącego opracowanego w programie Electronics Workbench

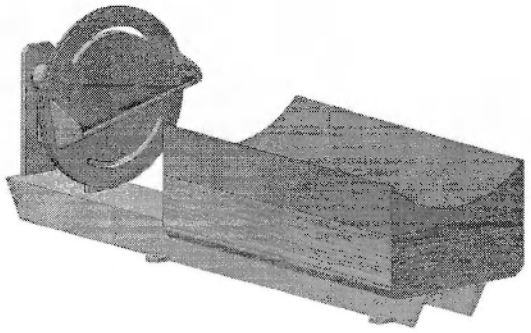
2.2. Urządzenie do rehabilitacji przedramienia i ręki

Urządzenie przedstawione na rysunku 6 i 7 służy do czynnej rehabilitacji grupy mięśni odpowiedzialnych za rotację przedramienia i ręki przy unieruchomionym stawie łokciowym. Jego działanie polega na ułożeniu przedramienia na podparciu w taki sposób, aby móc swobodnie złapać rączkę. Następnie zapinany jest pasek tak, by staw łokciowy pozostał nieruchomy. Zmieniając ciężarek na lince, zmienia się obciążenie, a co za tym idzie zmienia się również wysiłek jaki trzeba włożyć w wykonywane ćwiczenie. W przypadku potrzeby rehabilitacji drugiej kończyny górnej wystarczy przełożyć linkę z ciężarkiem na drugą stronę.

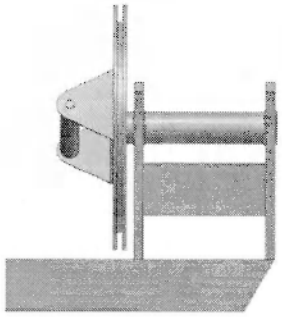


Rys. 6. Zdjęcia modernizowanego urządzenia

Podstawa urządzenia wykonana z ceownika jest trwale przymocowana do stolika. Pozostałe elementy są ze sobą połączone za pomocą spoin lub śrub. Urządzenie niemal w całości zostało wykonane ze stali, wyjątkiem są podparcie oraz wykonane z brązu tulejki.



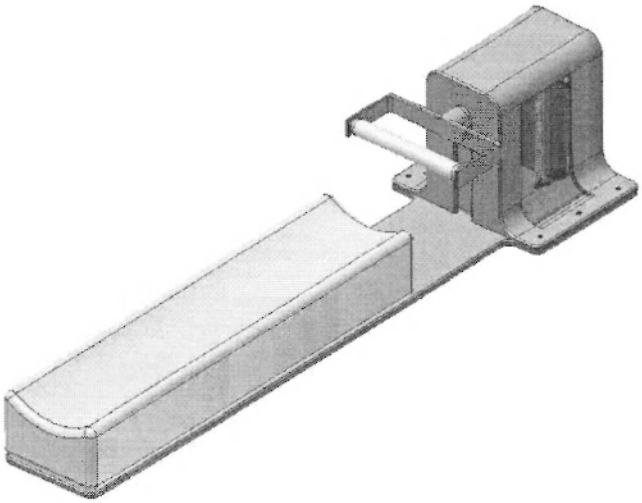
Rys. 7. Wirtualny model urządzenia



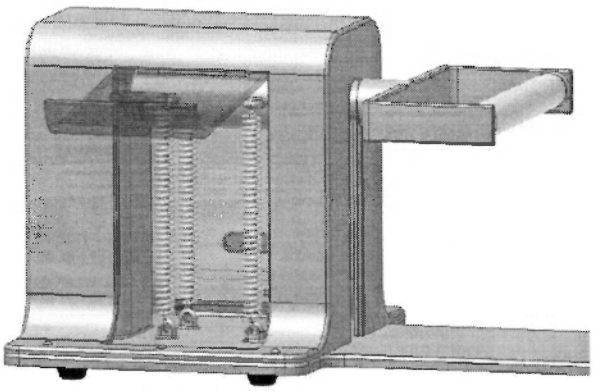
Rys. 8. Mechanizmu urządzenia

Zasada działania urządzenia pozostała niezmieniona i nada służy ono do rehabilitacji mięśni odpowiedzialnych za rotację przedramienia i ręki.

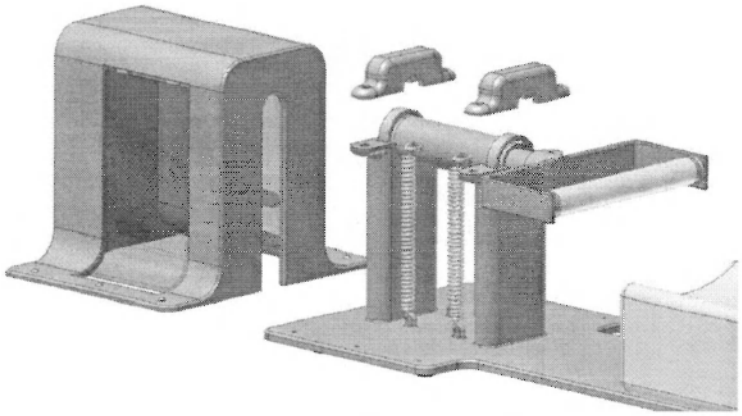
W całości zmieniony został natomiast mechanizm zadający obciążenie. W urządzeniu zastosowane zostały wymienne sprężyny podczepiane do podstawy i wału obrotowego. Sprężyny można wymieniać na mniej lub bardziej rozciągliwe a także zwiększać bądź też zmniejszać ich liczbę dostosowujące obciążenie do możliwości pacjenta. Aby zminimalizować dodatkowe opory zastosowano łożyska kulkowe na wale. Mechanizm zabezpieczony został obudową z uchylnymi oknami umożliwiającymi regulację obciążenia bez potrzeby demontażu. Podstawa wraz z obudową i rączką została wykonana z tworzywa sztucznego.



Rys. 9. Wirtualny model zmodernizowanego urządzenia – rzut izometryczny



Rys. 10. Obudowa z uchylnym oknem



Rys. 11. Mechanizm urządzenia

3. PODSUMOWANIE

Celem projektu była modernizacja urządzeń służących do rehabilitacji kończyn górnych tak, by odpowiadały one dzisiejszym standardom. Poprzez zastosowanie kompaktowych mechanizmów zadających obciążenie oraz lżejszych materiałów urządzenia stały się w pełni mobilne. Możliwe jest postawienie ich w każdym miejscu, co w przypadku pacjentów bez możliwości poruszania się ułatwia rehabilitację. Zadbano również o bezpieczeństwo osłaniając, bądź też umieszczając mechanizm urządzeń poza zasięgiem użytkownika. Wszystkie ostre krawędzie zostały wygładzone. Dodatkowo pierwsze urządzenie zostało wyposażone w elektroniczny układ zliczający powtórzenia ćwiczenia, co uatrakcyjnia rehabilitację

LITERATURA

[1] Bochenek A., Reicher M.: Anatomia człowieka, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1990.
[2] Dega W.: Ortopedia i rehabilitacja, Wydawnictwo lekarskie PZWL, Warszawa 2006.
[3] Marciniak J., Nowosielski R.: Ochrona naturalnego środowiska elektromagnetycznego człowieka. Mat. Sympozjum nt. „Wybrane zagadnienia inżynierii biomedycznej". Instytut Metaloznawstwa i Spawalnictwa politechniki Śląskiej – Centrum Postępu Technicznego SIMP, Rydzyna 1987, 8-10 maj, s. 21.
[4] Marciniak J., Szewczenko A.: Sprzęt szpitalny i rehabilitacyjny, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2003.

MODERNIZATION OF DEVICES FOR UPPER LIMB REHABILITATION

Summary. The aim of presented work was the modernization of devices for upper limb rehabilitation. This paper presents two devices which were designed in Autodesk Inventor.

Dagmara TEJSZERSKA, **Katarzyna JOCHYMCZYK-WOŹNIAK**, **Agnieszka GŁOWACKA** Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice, **Tomasz ŁOSIEŃ**, Katedra i Zakład Fizjoterapii, Wydział Opieki Zdrowotnej, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach

ANALIZA WYBRANYCH PARAMETRÓW CHODU DZIECI ZDROWYCH I Z ZABURZENIAMI NEUROLOGICZNYMI

Streszczenie. W pracy przedstawiono wyniki badań doświadczalnych prowadzonych w Górnośląskim Centrum Zdrowia Dziecka w Katowicach. Analizie poddano szesnaście wybranych parametrów chodu pacjentów, po operacji neurochirurgicznej w obrębie ośrodkowego układu nerwowego oraz pacjentów z połowicznym niedowładem w odniesieniu do dzieci, u których nie stwierdzono zaburzeń w obrębie narządu ruchu.

1. WSTĘP

Ilościowa analiza chodu jest coraz szerzej stosowanym narzędziem w praktyce klinicznej, stanowi bowiem uzupełnienie podstawowego (subiektywnego) badania opartego na obserwacji. W wyniku badań doświadczalnych z wykorzystaniem sprzętu do trójpłaszczyznowej analizy chodu uzyskuje się trzy grupy parametrów: parametry czasowo-przestrzenne (prędkość chodu, długość kroków, częstotliwość kroczenia, czas trwania poszczególnych faz chodu), parametry kinematyczne (zmiany kątów w stawach kończyny dolnej, trajektorie wybranych punktów ciała pacjenta w przestrzeni podczas chodu, prędkości, przyspieszenia), dynamiczne (siły reakcji podłoża, siły i momenty sił w stawach) – jest to ogromna liczba szczegółowych danych. Dlatego nawet dzięki ilościowej, obiektywnej analizie chodu, jednoznaczna interpretacja wyników i wnioskowanie na temat poprawy czy też pogorszenia się parametrów charakteryzujących chód u poszczególnych pacjentów jest trudne [1][2].

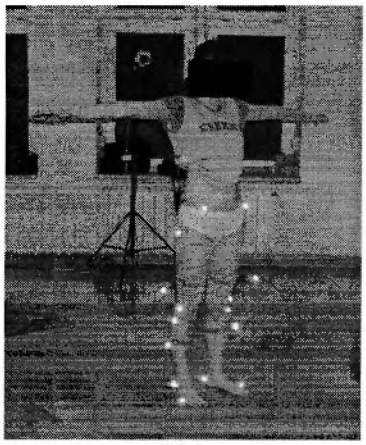
Większość badań naukowych opartych na analizie chodu polega na porównywaniu ograniczonej liczby parametrów charakteryzujących chód pacjentów „upośledzonych ruchowo" do wyników osób, u których nie stwierdzono zaburzeń w obrębie narządu ruchu, bądź też do wartości uzyskanych z kolejnych pomiarów po przebytej rehabilitacji. Podczas analizy wyników takich badań wielokrotnie ignoruje się korelacje występujące pomiędzy różnymi aspektami chodu poszczególnych osób (np. peak knee flexion podczas chodu jest w dużym stopniu zależne od znormalizowanej prędkości chodu).

W związku z powyższym, w ostatnich latach pojawiło się wiele różnych wskaźników pozwalających choć w pewnym stopniu wyeliminować ten problem. Jeden z nich zwany Gillette Gait Index (dawniej zwany indeksem normalności) zaproponował Schutte i wsp. Uwzględnia on 16 istotnych klinicznie parametrów kinematycznych i czasowo-przestrzennych. Ze względu na to, iż GGI nie bierze pod uwagę parametrów kinetycznych, wskaźnik ten nie ma zastosowania do analizy chodu osób, wymagających pomocy w postaci np. laski, chodzika, itp.

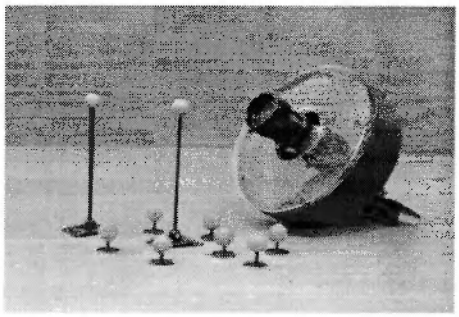
Procedura obliczeniowa zaproponowana przez Schutte i wsp. opiera się na standardowych wielowymiarowych metodach statystycznych i umożliwia przedstawienie analizy chodu za pomocą jednej wartości liczbowej, określającej poziom patologii [3, 4, 5].

2. BADANIA DOŚWIADCZALNE

Badania doświadczalne były prowadzone w Górnośląskim Centrum Zdrowia dziecka w Katowicach przy wykorzystaniu sytemu do trójpłaszczyznowej analizy chodu BTS Smart.



Rys. 1. Pacjent z naklejonymi markerami i elektrodami



Rys. 2. Kamera optoelektroniczna i markery

Badaniu zostało poddanych szesnaścioro dzieci zdrowych (7 chłopców, 8 dziewcząt), u których nie stwierdzono zaburzeń w obrębie aparatu ruchu stanowiących grupę kontrolną. Ponadto przebadano dziewięcioro dzieci po operacji neurochirurgicznej, mającej na celu usunięcie nowotworu w obrębie ośrodkowego układu nerwowego.

Nowotwory OUN są drugim, po białaczkach, pod względem częstości występowania typem nowotworów u dzieci. Częstymi objawami (zwykle późnymi) u tych pacjentów są zaburzenia równowagi i lokomocji. Leczeniem z wyboru, jeśli to możliwe, jest tutaj całkowita lub możliwie największa resekcja masy guza i/lub chemioterapia bądź radioterapia [7, 8].

Dodatkowo w pomiarach wzięło udział dwoje dzieci obarczonych hemiparezą, przed podaniem toksyny botulinowej (H1, H2). Hemipareza jest jedną z postaci Mózgowego Porażenia Dziecięcego. Upośledzony jest w niej aparat ruchu po jednej stronie ciała. Dlatego też mówi się o hemiparezie lewostronnej lub prawostronnej [2, 6].

Zarówno dzieci „zdrowe" jak i dzieci dotknięte zaburzeniami neurologicznymi stanowiły jednorodną grupę pod względem wiekowym.

Tabela 1. Grupa badawcza

	Norma	**Pacjenci po operacji neurochirurgicznej**	**Pacjenci z hemiparezą**
Wiek [lata]	14-17	14-17	15-16
Wzrost [cm]	155-176	152-180	158-160
Waga [kg]	40-75	46-77,5	50-51
Liczba pacjentów	15	9	2

Dla każdej z osób wykonano co najmniej 10 pomiarów, które następnie zostały przeanalizowane i uśrednione. Szczegółowej analizie zostało poddanych szesnaście parametrów wzajemnie zależnych, których wybór proponuje Schutte i wsp.

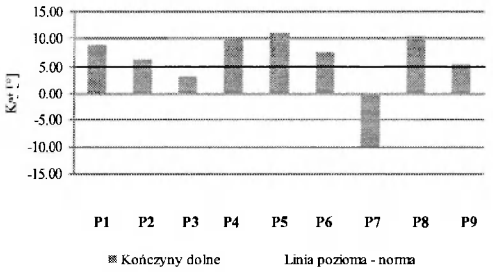
3. DYSKUSJA WYNIKIÓW BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH

Tabela 2 zawiera porównanie średnich wartości i odchylenia standardowego wybranych parametrów chodu dzieci „zdrowych" w stosunku do danych prezentowanych przez Schutte i wsp., Romei i wsp., oraz Assi i wsp., niezbędnych do obliczenia GGI.

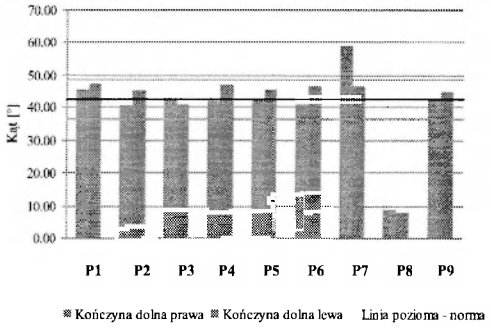
Poniżej na wykresach kolumnowych przedstawiono wyniki badań doświadczalnych chodu pacjentów z połowicznym niedowładem oraz pacjentów po operacji neurochirurgicznej w obrębie ośrodkowego układu nerwowego w odniesieniu do wyników dzieci u których nie stwierdzono zaburzeń w obrębie narządu ruchu.

Tabela 2: Wartość średnia i odchylenie standardowe parametrów kinematycznych i czasowo-przestrzennych wyznaczonych dla 15 osób „zdrowych". Porównanie wyników do Schutte i wsp., Romei i wsp. I Assi i wsp.

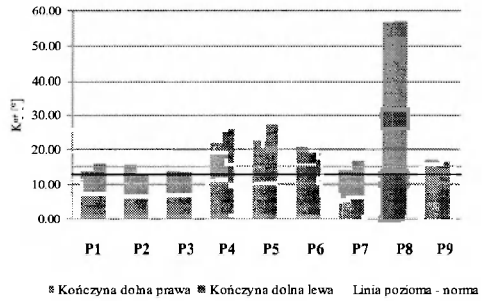
Parametry	**Średnia z odchyleniem standardowym**			
	Tejszerska i wsp.	**Assi i wsp.**	**Schutte i wsp.**	**Romei i wsp.**
Czas trwania fazy podporowej [% cyklu chodu]	59.68±1.05	58.09±1.83	58.36±1.96	61.87±2.67
Znormalizowana prędkość chodu [m/s]	1.19±0.13	1.52±0.30	1.63±0.13	1.43±0.21
Częstotliwość stawiania kroków [krok/s]	1.88±0.15	1.88±0.23	1.91±0.31	1.94±0.11
Średnie pochylenie miednicy [°]	4.85±5.04	8.10±4.00	9.43±5.20	9.26±4.26
Kąt ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej [°]	2.99±0.71	3.20±1.60	3.81±1.25	3.57±1.60
Średnia rotacja miednicy [°]	-0.10±0.40	-0.04±2.56	-0.78±3.19	0.15±2.51
Minimalne zgięcie biodra [°]	-11,78±6.40	-5.10±6.50	-6.59±6.00	-11.14±6.75
Całkowity kąt zgięcia-prostownia biodra [°]	42.43±6.20	43.40±4.50	38.98±4.24	45.00±5.15
Maksimum odwodzenia kończyny w wymachu [°]	-3.28±3.00	-8.00±3.50	-0.16±3.53	-0.30±3.27
Średnia rotacja biodra w fazie podporowej [°]	8.67±3.89	31.90±14.00	2.03±8.98	10.91±7.33
Zgięcie kolana przy wstępnym kontakcie [°]	12.79±2.56	8.50±6.50	6.24±4.54	6.83±4.69
Czas maksymalnego zgięcia kolana [% cyklu chodu]	71.27±0.89	71.70±2.30	70.06±1.85	71.40±2.70
Całkowity kąt zgięcia-prostowania kolana [°]	58.77±2.67	53.60±8.00	56.34±4.60	54.44±10.59
Maksimum zgięcia grzbietowego w fazie podporowej [°]	12.84±2.82	17.00±6.80	11.68±3.76	13.31±6.45
Maksimum zgięcia grzbietowego w wymachu [°]	5.31±2.45	9.00±5.60	3.82±4.08	3.21±4.88
Średnia rotacja stopy w fazie podporowej [°]	-10.29±4.63	-8.40±6.70	-11.26±6.50	-9.76±6.46



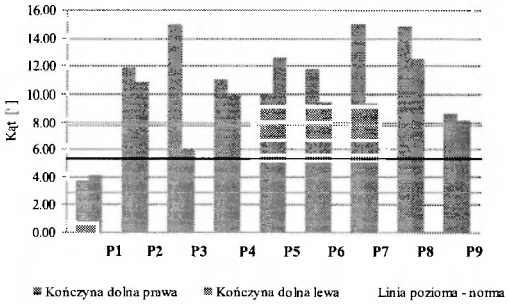
Rys. 3. Średnie pochylenie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej – pacjenci po operacji neurochirurgicznej



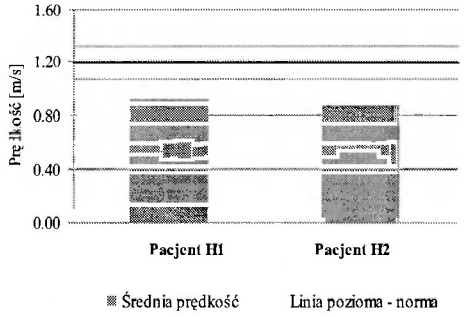
Rys. 4. Całkowity kąt zgięcia prostowania biodra - pacjenci po operacji neurochirurgicznej



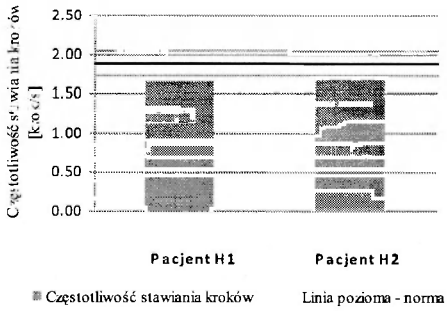
Rys. 5. Zgięcie kolana przy wstępnym kontakcie – pacjenci po operacji neurochirurgicznej



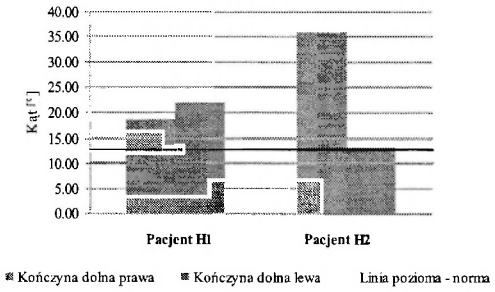
Rys. 6. Maksymalne zgięcie grzbietowe w fazie wymachowej – pacjenci po operacji neurochirurgicznej



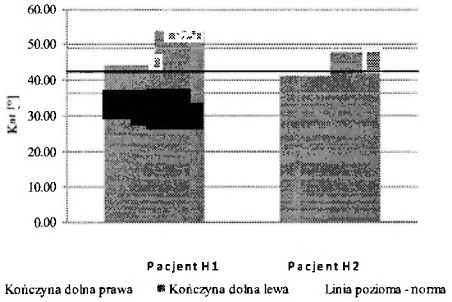
Rys. 7. Znormalizowana prędkość chodu – pacjenci z hemiparezą



Rys. 8. Częstotliwość kroczenia - pacjenci z hemiparezą



Rys. 9. Zgięcie kolana przy wstępnym kontakcie – pacjenci z hemiparezą



Rys. 10. Całkowity kąt zgięcia prostowania biodra – pacjenci z hemiparezą

U większości przebadanych pacjentów po zabiegu usunięcia guza obserwujemy zwiększony kąt przodopochylenia miednicy (rys. 3). Pociąga to za sobą nieznaczne zwiększenie zgięcia-prostowania w stawach biodrowych (rys. 4) co z jednej strony sugeruje przykurcz zginaczy biodra u tych pacjentów, a z drugiej „chęć" dążenia OUN do utrzymania równowagi dynamicznej w chodzie poprzez obniżenie OSC. W mechanizm ten wpisują się podwyższone wartości zgięcia kolana we wstępnym kontakcie (kontakt pięty z podłożem) (rys. 5).

Ponieważ głównym mechanizmem skrócenia względnego kończyny dolnej w fazie wymachowej jest zgięcie kolana, podwyższone wartości zgięcia grzbietowego stopy (rys. 6) w tej fazie sugerują zaburzenie tego mechanizmu u pacjentów po zabiegu operacyjnego usunięcia guza OUN. Kompensacja ta, pomimo zwiększonego wydatku energetycznego chodu, pozwala na zachowanie odpowiedniego prześwitu pomiędzy kończyną dolną, a podłożem, a co za tym idzie ogranicza ryzyko upadku.

Przeprowadzone badania pokazały obniżoną prędkość chodu u obu pacjentów z hemiparezą (rys.7). Jest to związane ze skróceniem długości kroku i zwiększeniem czasu podwójnego podporu. To powoduje, że częstotliwość kroków jest niska (rys. 8). Podwyższone wartości kąta zgięcia-prostowania w stawie biodrowym (rys. 10) jak również ugięcie kolana przy wstępnym kontakcie (rys. 9) świadczą o kompensacyjnym obniżeniu OSC w celu poprawy równowagi, jak również o wykształceniu się na przestrzeni lat przykurczu zgięciowego w tych stawach . Dane te świadczą o zaburzeniu mechanizmów regulujących równowagę w konsekwencji organicznego uszkodzenia OUN.

4. PODSUMOWANIE

Prezentowane parametry posłużą w najbliższej przyszłości do obliczenia wskaźnika normalności chodu zwanego Gillette Gait Index pozwalającego określić odstępstwa od chodu normalnego za pomocą jednej wartości liczbowej. W przyszłości badania zostaną przeprowadzone na większej liczbie dzieci bez zaburzeń w obrębie aparatu ruchu.

Praca finansowana ze środków na naukę w latach 2009-2011 jako projekt badawczy nr 1958/B/P01/2009/37

LITERATURA

[1] Nałęcz M.: Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000. Warszawa: Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, 2004
[2] Syczewska M.: Chód w obrazie analizy laboratoryjnej. Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja, vol. 3, nr 4, 2001, s. 484-486
[3] Schutte L.M., Narayanan U., Stout J.L., Seler P., Gage J.R., Schwartz M.H.: An index for quantifying deviations from normal gait. Gait & Posture, nr 11, 2000 r., s.25-31
[4] Assai A., Ghanem I., Lavaste F., Skalli W.: Gait analysis in children and uncertainty assessment for Davis protocol and Gillette Gait Index. Gait & Posture, nr 30, 2009 r., s.22-26
[5] Romei M., Galli M., Motta F., Schwartz M., Crivellini M.: Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology, Gait & Posture, nr 19, 2004 r., s. 85-90
[6] Święcicka A., Syczewska M.: Ocena skuteczności leczenia rehabilitacyjnego toksyną botulinową pacjentów z mózgowym porażeniem dziecięcym przy zastosowaniu obiektywnej analizy chodu do kwalifikacji pacjentów, Rehabilitacja Medyczna, Tom 11, Nr 1
[7] Michałowicz R. Jóźwiak S.: Neurologia dziecięca, Urban & Partner 2000
[8] Nowotny J., Saulicz E.: Niektóre zaburzenia statyki ciała i ich korelacja, Wydawnictwo AWF Katowice 1993

ANALYSIS SELECTED PARAMETERS OF HEALTHY CHILDREN AND CHILDREN WITH NEUROLOGICAL DYSFUNCTIONS

Summary. The paper presents the results of experimental studies conducted in Górnośląskie Centrum Zdrowia Dziecka in Katowice. We analyzed sixteen selected gait parameters of patients after neurosurgery in the central nervous system, and a half of patients with paralysis in relation to children with no disorder within the musculoskeletal system.

Dagmara TEJSZERSKA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Adrian KOŚCIELNY, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Robert MICHNIK, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

PROJEKT URZĄDZENIA DO POMIARU SIŁ MIĘŚNIOWYCH TUŁOWIA

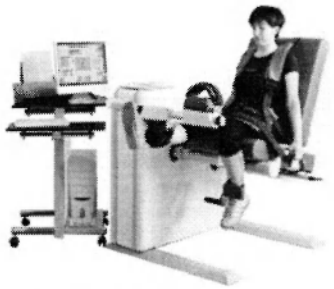
Streszczenie: W ramach pracy opracowano projekt urządzenia do oceny sił mięśni tułowia. W oparciu o przyjęte założenia opracowano cztery koncepcje urządzenia. Na podstawie przeprowadzonej optymalizacji punktowej do dalszych prac projektowych wybrano dwa warianty. Dla wybranych koncepcji urządzenia przeprowadzono obliczenia wytrzymałościowe przy wykorzystaniu MES w programie AnsysWorkbench.

1. WSTĘP

Człowiek od zawsze starał się mierzyć siłę mięśni. Pierwsze pomiary miały charakter pomiarów intuicyjnych, doświadczalnych, toteż były niedokładne i niemiarodajne. Wraz z rozwojem techniki powstały urządzenia, które są urządzeniami mechanicznymi i elektronicznymi. Współczesne przyrządy pomiarowe umożliwiają badanie momentu sił w stawie łokciowym, barkowym, kolanowym, skokowym, biodrowym oraz nadgarstka. Pomiar sił mięśniowych ma istotne znaczenie w wielu dziedzinach życia, takich, jak np. sport, rehabilitacja i medycyna. We współczesnym sporcie, który wiąże się z ogromnym prestiżem oraz chęcią bicia nowych rekordów, pomiar siły mięśni ma istotne znaczenie, bowiem dzięki niemu można określić optymalny cykl treningowy sportowca i etapy jego przygotowań. Urządzenia pomiarowe znalazły także zastosowanie w rehabilitacji - na podstawie wyników badań można dobierać odpowiedni cykl rehabilitacyjny uszkodzonego stawu, a następnie oceniać i analizować powrót pacjenta do zdrowia. Urządzenia te, poprzez odpowiednie wykorzystanie pomiarów, umożliwiają podejmowanie słusznych decyzji w wyżej omówionych dziedzinach życia, pozwalają zaoszczędzić czas oraz zbędny wysiłek [6], [10].

Pomiary momentów sił mięśniowych wykonywane są na specjalnie zaprojektowanych stanowiskach [10], [9], [5] lub przy wykorzystaniu urządzeń dostępnych na rynku [6]. Przykładem takich urządzeń mogą być: wielofunkcyjny fotel UPR-1 A - Fotel firmy SUMER przeznaczony jest do celów rehabilitacyjno-pomiarowych. do pomiaru sił prostowników i zginaczy stawu kolanowego oraz łokciowego (Rys. 1). Genu 3 - Urządzenie wykonane przez Biodex Medical Systems do pomiaru i rehabilitacji stawu kolanowego w zakresie wyprostu i zginania. Służy do wykonywania ćwiczeń hydrodynamicznych, izokinetycznych i izotonicznych. Genu 3 zapewnia maksymalny wysiłek przy pełnym zakresie ruchu oraz koordynację nerwowo-mięśniową (Rys. 2).

Badania pomiarów momentów sił mięśniowych najczęściej prowadzone są w celu określenia topografii poszczególnych zespołów mięśniowych [1], [9], [11], [5]. W badaniach przeprowadzonych przez Fidelusa [4], Mastalerza [7] oraz Staniszewskiego [8] pomiary momentów sił mięśniowych wykorzystano do oceny treningu sportowego. Z kolei Czamara [2] zastosował tego typu pomiary do oceny i monitorowania postępów rehabilitacji.



Rys. 1. Wielofunkcyjny fotel UPR-1 A



Rys. 2. Wielofunkcyjne urządzenie Genu 3

2. CEL PRACY

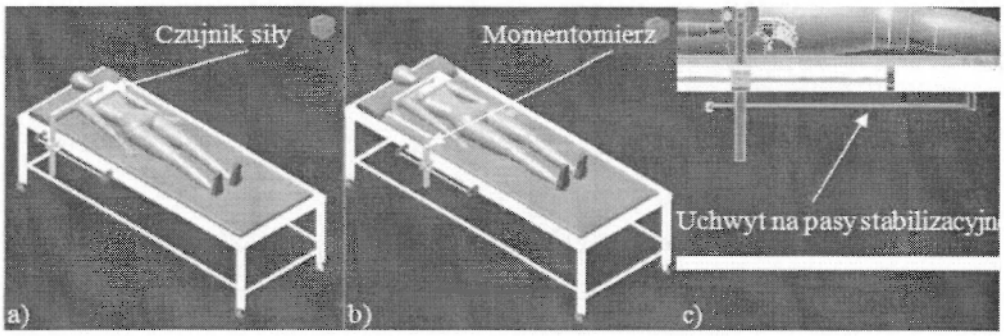
Celem pracy było opracowanie projektu urządzenia do pomiaru sił mięśniowych tułowia. Przystępując do projektowania urządzenia przyjęto następujące założenia:

- Urządzenie musi posiadać stabilną i bezpieczną konstrukcje dla badanej osoby,
- Elementy układu pomiarowego oraz stabilizujące powinny umożliwiać szybkie i łatwe przeprowadzenie pomiaru,
- Urządzenie powinno pozwalać na przeprowadzenie pomiarów dla osób w dowolnym przedziale wiekowym,

3. KONCEPCJE URZĄDZEŃ DO POMIARU SIŁ TUŁOWIA

Na podstawie przyjętych założeń opracowano cztery koncepcje urządzenia. Wizualizacje poszczególnych koncepcji wykonano w programie INVENTOR 2009.

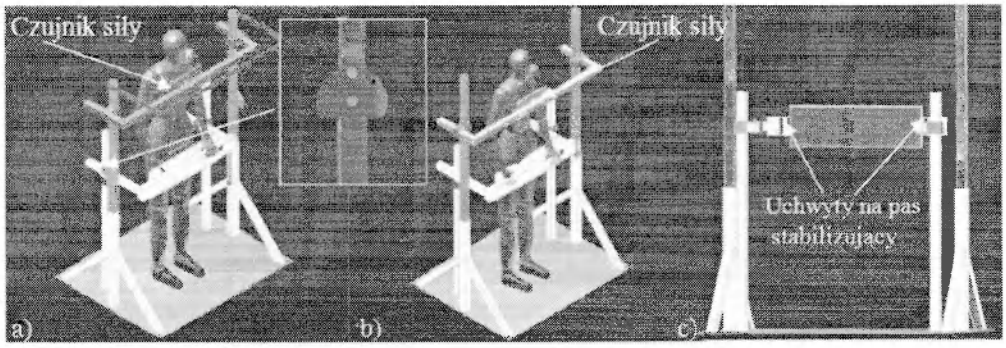
W koncepcji pierwszej i drugiej urządzenia pomiary sił mięśni tułowia dokonywane są w pozycji leżącej. Stabilizacja dolnej cześni ciała odbywa się za pomocą pasów mocowanych do łóżka i unieruchamiających uda badanych osób (Rys. 3). W koncepcji pierwszej pomiar jest dokonywany za pomocą czujnika siły umieszczonego na dźwigni (Rys. 3). W koncepcji drugiej pomiar jest dokonywany za pomocą momentomierza (Rys. 3)



Rys. 3. Koncepcje urządzeń a) koncepcja pierwsza, b) koncepcja druga, c) sposób stabilizacji badanej osoby

W koncepcji trzeciej i czwartej pomiar sił mięsni tułowia odbywa się w pozycji stojącej . Stabilizacja kończyn dolnych dokonywana jest za pomocą pasów mocowanych do ramy

urządzenia i unieruchamiających uda badanej osoby (Rys. 4). Pomiar odbywa się za pomocą czujników siły. W koncepcji czwartej istnieje możliwość pochylenia czujnika siły pod kątem w zakresie od 90° do 45° za pomocą przegubów znajdujących się w ramie urządzenia na, której znajduje się podziałka kątowa (Rys. 4). W koncepcji trzeciej pomiar odbywa się tylko pod kątem 90° (Rys. 4).



Rys. 4. Koncepcje urządzeń a) koncepcja trzecia, b) koncepcja czwarta, c) rama stabilizacyjna

Do dalszych prac projektowych wybrano koncepcje trzecią i czwartą. Przy wyborze rozwiązania konstrukcyjnego posłużono się metodą optymalizacji punktowej [3]. Poszczególne koncepcje urządzenia oceniano na podstawie następujących kryteriów: prostota pomiarów, prostota stabilizacji badanej osoby, pozycja pomiarowa, ilość zajmowanego miejsca przez urządzenie, masa urządzenia.

5. ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA WYBRANYCH KONCEPCJI

5.1. Wstępne założenia

Opracowany za pomocą programu INVENTOR modele geometrii urządzenia został eksportowany do programu Ansys WorkBench. W programie tym dokonano dyskretyzacji w programie Ansys Workbanch na elementy skończone, oraz przeprowadzono obliczenia. Obliczenia przeprowadzono dla dwóch wariantów obciążenia:

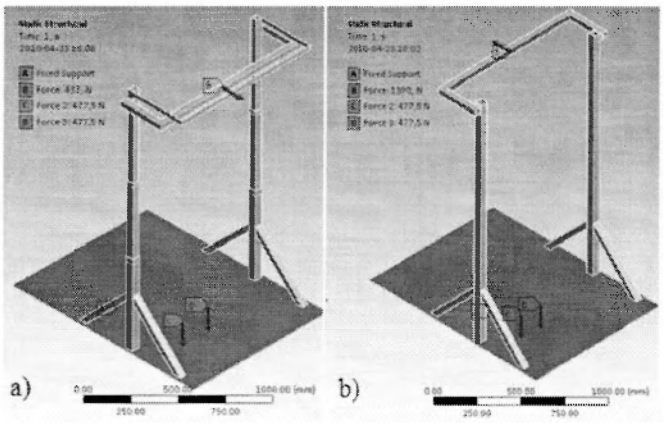
- Wariant I – przyłożenie siły od zginaczy tułowia, wartość siły wynosi 437 [N], oraz przyłożenie dwóch sił na podstawę urządzenia pochodząca od masy badanej osoby, wartość siły wynosi 477,5 [N] (Rys. 5)
- Wariant II – przyłożenie siły od prostowników tułowia, wartość siły wynosi 1390 [N], oraz przyłożenie dwóch sił na podstawę urządzenia pochodząca od masy badanej osoby, wartość siły wynosi 477,5 [N] (Rys. 6)

Siła została przyłożona w miejscu styku przyrządu pomiarowego z tułowiem. Wartości sił mięśniowych i sił pochodzących od masy badanej osoby obliczone zostały na podstawie doświadczalnych wyników badań momentów sił mięśniowych przeprowadzonych przez Trzaskome [9]. Są to wartości maksymalne, które uzyskane zostały przez mężczyzn w przedziale wiekowym od 19 do 31 lat.

Tabela 1. Własności materiałowe

Moduł Younga [MPa]	Współczynnik Poissona [MPa]	Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]	Granica plastyczności [MPa]
200000	0,3	460	250

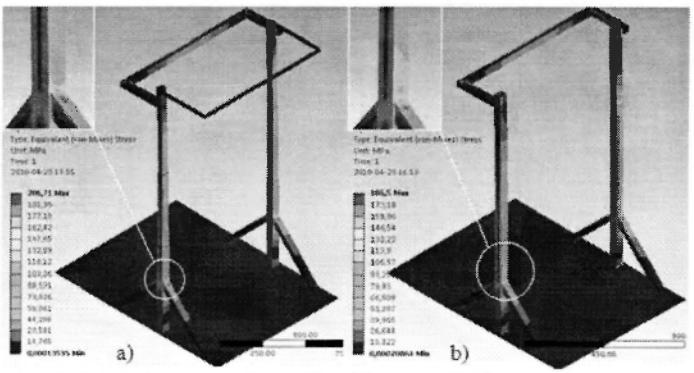
Platforma urządzenia została utwierdzona. Model urządzenia został zdyskretyzowany za pomocą czworościanów o rozmiarze elementu pomiędzy węzłami wynoszącymi 15 mm. W przypadku zginania mięśni tułowia otrzymano dla koncepcji trzeciej i czwartej odpowiednio 109123 i 96159 elementów skończonych. Natomiast przy prostowaniu mięsni tułowia otrzymano 109237 i 96863 dla koncepcji trzeciej i czwartej. W obliczeniach przyjęto dane materiałowe dla stali (tabela 1).Dla takich założeń wstępnych, zostały wyznaczone naprężenia i odkształcenia.



Rys. 5. Przyjęty schemat obciążeń dla a) wariantu I, b) wariantu II

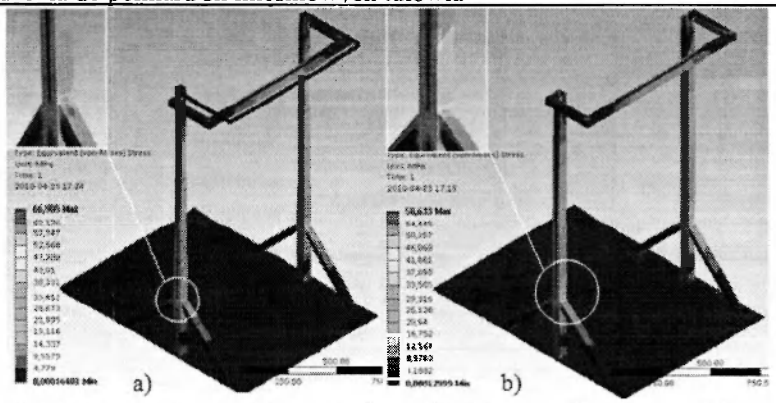
5.2. Analiza naprężeń

Na podstawie przeprowadzonej analizy wytrzymałościowej można wywnioskować, iż największe naprężenia występują podczas prostowania mięśni tułowia. W koncepcji trzeciej wyniosły 207 [MPa], natomiast w koncepcji czwartej 186,5 [MPa] (Rys. 7). Naprężenia występujące w dźwigni koncepcji trzeciej i czwartej nie przekroczyły 75 [MPa].



Rys. 7. Mapa naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-von Misesa dla I wariantu obliczeń: a) koncepcja trzecia, b) koncepcja czwarta

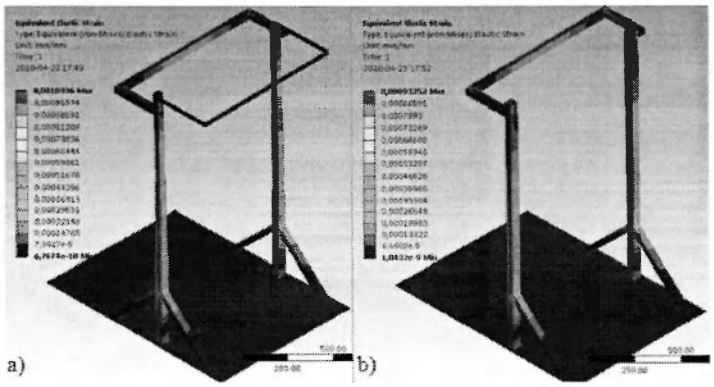
Podczas zginania mięśni tułowia wystąpiły dużo niższe naprężenia niż w poprzednim przypadku. Dla koncepcji trzeciej i czwartej wyniosły odpowiednio 67 [MPa] i 59 [MPa] (Rys. 8). Naprężenia występujące w dźwigni obu koncepcji nie przekroczyły 20 [MPa].



Rys. 8. Mapa naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-von Misesa dla II wariantu obliczeń: a) koncepcja trzecia, b) koncepcja czwarta

5.3. Analiza odkształceń

Analizując odkształcenia można zauważyć, że najwyższe odkształcenia uzyskano dla prostowania mięśni tułowia. Dla koncepcji czwartej wartości te były minimalnie niższe niż dla koncepcji trzeciej (Rys. 9). Odkształcenia dla obydwu koncepcji wyniosły kolejno 0,00103 i 0,00093 oraz znajduje się w tym samym miejscu co maksymalne naprężenia. Odkształcenia występujące w dźwigni koncepcji trzeciej i czwartej nie przekroczyły 0,00036.



Rys.9. Mapa odkształceń dla I wariantu obliczeń
a) koncepcja trzecia, b) koncepcja czwarta

6. WNIOSKI

Z przeprowadzonej analizy wytrzymałościowej można wywnioskować, że najwyższe naprężenia występują w koncepcji trzeciej podczas prostowania mięśni tułowia. W żadnym z wariantów przeprowadzonych obliczeń numerycznych nie zostały przekroczone naprężenia dopuszczalne. W koncepcji czwartej naprężenia dla tego przypadku są niższe o około 20 [MPa]. Podczas zginania mięśni uzyskane naprężenia są około trzy razy mniejsze niż w momencie prostowania mięsni tułowia. W koncepcji trzeciej, podobnie jak w pierwszym przypadku, uzyskano minimalnie wyższe naprężenia niż w koncepcji czwartej. Różnią się

między sobą wartością około 10 [MPa]. Maksymalne odkształcenia uzyskane dla obydwu przypadków są znikome.

LITERATURA

[1] Buśko K., „Topografia momentów sił mięśniowych koszykarzy", Wychowanie fizyczne i sport 1998, Nr 1, s. 127- 123
[2] Czamara A.: Moments of muscular strength of knee joint extensors and flexors during physiotherapeutic procedures following anterior cruciate ligament reconstruction in males, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 10, No. 3, 2008
[3] Dietrych J., Kocańda S., Korewa W.: Podstawy konstrukcji maszyn, część I, Wydanie trzecie całkowicie zmienione, Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 1969
[4] Fidelus K., Mastalerz A., Ostrowska E., Urbanik Cz., Wychowański M.: Zmiana mocy i siły mięśniowej pod wpływem treningu skocznościowego, Monografie AWF Poznań 1996, nr 330, s. 171-176
[5] Gorwa J: Przeciążenia dynamiczne oraz biomechaniczny profil u tancerzy zawodowych uprawiających taniec klasyczny i współczesny, Praca doktorska, Poznań 2007
[6] Guzik A., Cierzniewski R.: Doświadczalne wyznaczanie charakterystyk zespołów mięsni kończyny górnej podczas skurczu izometrycznego, Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej nr 24, Gliwice 2004
[7] Mastalerz A: Reakcja układu mięśniowego na wysiłki o maksymalnej intensywności, Studia i Monografie nr 124, Wydawnictwo AWF, Warszawa 2008
[8] Staniszewski M., Mastalerz A., Urbanik Cz., „Zmiany wartości momentów w efekcie czterotygodniowgo treningu na równi pochyłej", Wychowanie fizyczne i sport 2007, nr 51, s. 35-39
[9] Trzaskoma Z.: Maksymalna siła mięśniowa i moc maksymalna kobiet i mężczyzn uprawiających sport wyczynowo, Studia i Monografie nr 94, Wydawnictwo AWF, Warszawa 2003
[10] Wit A.: Biomechaniczna ocena układu ruchu sportowca, Instytut Sportu Warszawa, 1992.
[11] Wychowański M.: Wybrane metody oceny dynamiki układu ruchu człowieka, Studia i Monografie, Wydawnictwo AWF, Warszawa 2008

PROJECT OF DEVICE FOR MEASURING THE TRUNK MUSCLE FORCES

Summary. In the frame of this work presents project of device for measuring the trunk muscle forces was elaborated. On the basis of the assumptions four conceptions of device were elaborated. Two variants of device were accepted on the basis of the chosen criterion. Strength analysis in ANSYS Workbench was done for chosen conceptions of device.

Dagmara TEJSZERSKA, **Robert MICHNIK, Jacek JURKOJĆ, Agata GUZIK-KOPYTO**, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Krzysztof MICHALIK, Agnieszka KMIOTEK, Studenckie Koło Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Ślaska, Gliwice
Wiesław RYCERSKI, Górnośląskie Centrum Rehabilitacji w Reptach

BIOMECHANICZNA ANALIZA WCHODZENIA NA SCHODY ORAZ BADANIA STABILOGRAFICZNE PACJENTÓW Z ZABURZENIAMI NEUROLOGICZNYMI

Streszczenie. W pracy przedstawiono biomechaniczną analizę wchodzenia po schodach oraz badania stabilograficzne pacjentów ze schorzeniami neurologicznymi. W badaniach analizowano kinematykę oraz wartości sił reakcji podłoża podczas wchodzenia po schodach. Wielkości kinematyczne wyznaczono za pomocą systemu APAS. Pomiarów sił reakcji podłoża dokonano za pomocą platform dynamometrycznych firmy Kistler. Badania doświadczalne objęły grupę 8 osób z zaburzeniami neurologicznymi. Badania zrealizowano w Górnośląskim Centrum Rehabilitacji w Reptach.

1. WSTĘP

Choroby układu mieśniowo – szkieletowego i nerwowego oraz choroby cywilizacyjne (otyłość, cukrzyca) to w dzisiejszych czasach schorzenia coraz bardziej doskwierające osobom dorosłym. Powodują one stany patologiczne oraz dysfunkcje narzadów ruchu człowieka, a to wpływa miedzy innymi na wydajność i jakość chodu [7]. Wchodzenie po schodach jest zwyczajną czynnością wykonywaną każdego dnia. Czynność ta jest bardziej stresująca niż chód szczególnie dla osób z zaburzeniami ruchu, ponieważ żeby wejść na stopień należy unieść ciało do góry. Dodatkową trudnością jest połączenie dwóch ważnych czynników związanych z motoryką człowieka: utrzymania równowagi w pozycji pionowej oraz skoordynowania ruchu , który pozwala na przemieszczanie.
Użycie biomechanicznej analizy może dostarczyć dużo znaczących informacji do lepszego zrozumienia kinematyki i kinetyki i stać się precyzyjnym narzędziem klinicznym dla lekarzy [2, 3]. Badania wchodzenia po schodach do oceny i diagnostyki układu ruchu wykorzystywali między innymi Andriacchi [1], Jevsevar [4], Chou [6] oraz Reiner [8].

2. METODYKA BADAŃ

W ramach pracy przeprowadzono badania kinematyki wchodzenia po schodach oraz badania stabilograficzne pacjentów z zaburzeniami neurologicznymi. Badania każdego z pacjentów przeprowadzono dwukrotnie:

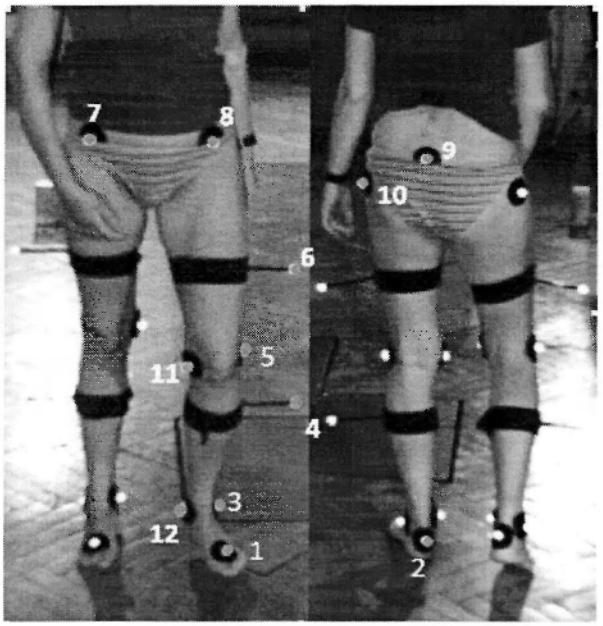
- po przyjęciu do ośrodka i przed rozpoczęciem rehabilitacji,
- po zakończeniu rehabilitacji po około sześciu tygodniach od przyjęcia.

Badania zrealizowano w Górnośląskim Centrum Rehabilitacji w Reptach i objęły grupę 8 pacjentów z zaburzeniami neurologicznymi. Dane badanych pacjentów zestawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Dane badanych osób

Badany	Wiek	Wzrost [m]	Waga [kg]	Schorzenie	Płeć
1.	44	1,70	60	Niedowład lewostronny	M
2.	63	178	73	Niedowład prawostronny	M
3.	64	165	75	Niedowład prawostronny	M
4.	72	164	100	Niedowład prawostronny	K
5.	69	170	90	Niedowład prawostronny	M
6.	63	165	50	Niedowład prawostronny	M
7.	52	176	73	Niedowład lewostronny	M
8.	77	165	70	Niedowład prawostronny	M

W ramach niniejszej pracy do wyznaczenia kinematyki wykorzystano system APAS. Na ciele badanych osób umieszczono dwanaście odblaskowych markerów w charakterystycznych punktach antropometrycznych. Na rys. 2. przedstawiono rozmieszczenie markerów. Ruch badanych osób rejestrowano za pomocą czterech kamer cyfrowych podczas wchodzenia na schodek o wysokości 10 cm umieszczony za platformą. Równocześnie z przeprowadzonymi pomiarami kinematyki rejestrowano siły reakcji podłoża za pomocą platform dynamometrycznych. Dodatkowo każda z badanych osób była poddana badaniu na platformie stabilograficznej. Badanie polegało na staniu przez jedną minutę z otwartymi oczami.



1-palce,
2-pięta,
3-kostka zew.,
4-różdżka podudzie,
5-kolano zew.,
6-różdżka udo,
7-prawy kolec biodrowy,
8-lewy kolec biodrowy,
9-sacrum,
10-krętarz większy,
11-kolano wew.,
12-kostka wew.

Rys. 1. Rozmieszczenie markerów na ciele badanej osoby

2.1. Analizowane wielkości

Na podstawie uzyskanych wyników badań dokonano oceny postępów rehabilitacji w oparciu o następujące wielkości:
Z grupy wielkości czasowo-przestrzennych analizowano:

- cykl wchodzenia – czas od postawienia stopy przed schodkiem do postawienia tej samej stopy na schodku,
- czasy fazy podporu i fazy wymachu kończyny.

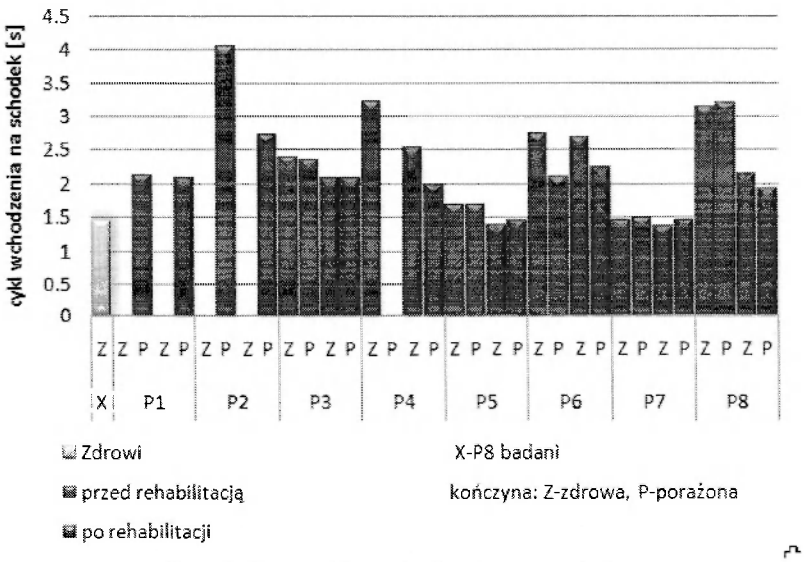
Do oceny stabilności postawy badanych pacjentów zostały wykorzystane wielkości takie jak:

- długość ścieżki statokinezjogramu Ls – droga jaką przebywa środek nacisku stóp podczas badania,
- czas przebywania środka nacisku w polu ograniczonym przez okrąg o promieniu 13 mm lub 25 mm – oznaczone odpowiednio R13 i R25.

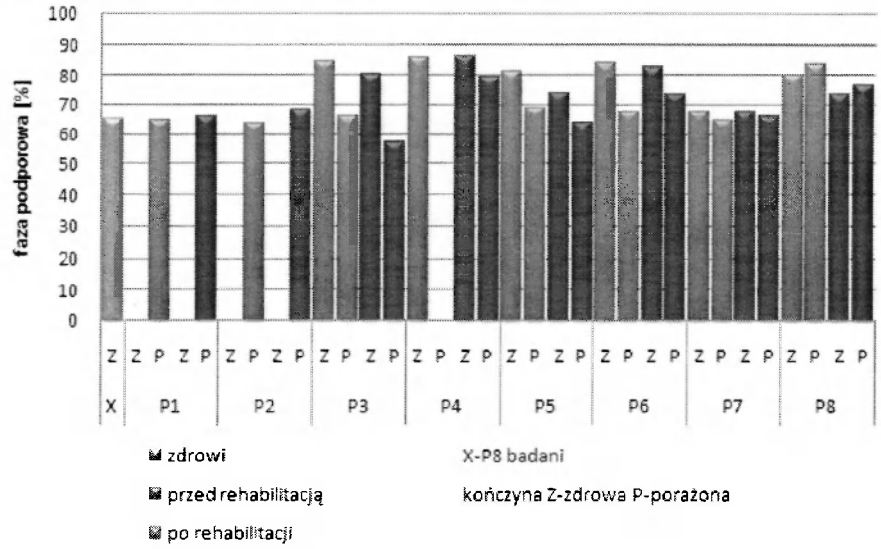
Do oceny postępów rehabilitacji wykorzystano również przebiegi sił reakcji podłoża

3. UZYSKANE WYNIKI BADAŃ

Na rys. 2 oraz rys. 3 przedstawiono odpowiednio wartości cyklu wchodzenia oraz procentowy udział fazy podporowej w cyklu wchodzenia wyznaczone dla badanych pacjentów, przed rozpoczęciem i po zakończeniu procesu rehabilitacji. Na wykresach jako X przedstawiono wartości średnie wyznaczanych wielkości uzyskane dla grupy kontrolnej osób zdrowych.

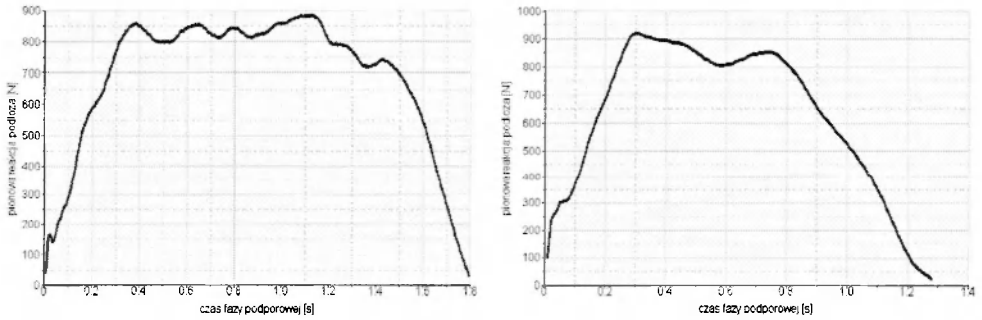


Rys. 2. Czas cyklu wchodzenia na stopień



Rys. 3. Czas fazy podporowej

Na rys. 4 przedstawiono przebiegi sił reakcji podłoża wyznaczone podczas wchodzenia na 10 cm schodek zarejestrowane dla badanych pacjentów.

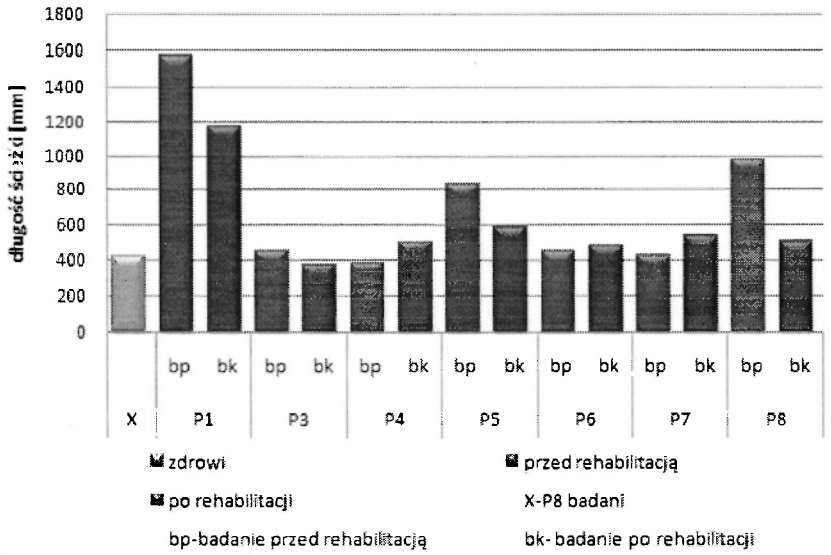


Rys. 4. Przykładowe przebiegi składowych sił reakcji podłoża zarejestrowane dla badanych pacjentów

Wartości wielkości wyznaczanych w trakcie badań stabilograficznych zestawiono w tabeli 2. Jako *X* przedstawiono średnią wartość uzyskaną dla grupy kontrolnej osób zdrowych. Na rys. 5 przedstawiono porównanie długości ścieżki przy badaniu z oczami otwartymi wyznaczone dla badanych pacjentów, przed i po rehabilitacji.

Tabela 2. Wyniki badań stabilograficznych

Badani	**X**	**P1**		**P3**		**P4**		**P5**		**P6**		**P7**		**P8**	
		bp	**bk**	**bp**	**bk**	**bp**	**bk**	**bp**	**bk**	**bp**	**bk**	**bp**	**bk**	**bp**	**bk**
L_s [mm]	420	1571	1172	453	367	381	499	829	585	450	484	429	536	975	502
R13 [%]	100	84	89,3	100	100	100	92,8	90	100	100	99	99	99	81	99
R25 [%]	100	98,5	97,1	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	98	100



Rys. 5. Długość ścieżki przy badaniu z otwartymi oczami

5. ANALIZA OTRZYMANYCH WYNIKÓW BADAŃ

Wśród przebadanych pacjentów trzy osoby w badaniu przed rozpoczęciem rehabilitacji (pacjenci P1, P2, P4) potrafiły wejść na schodek tylko jedną kończyną, zarówno w badaniu przed jak i po zakończeniu rehabilitacji

Analizując czas cyklu wchodzenia na schodek można zauważyć, że czas ten u wszystkich jest większy niż w grupie osób zdrowych. Odnosi się to do wyników uzyskanych przed jak i po zakończeniu procesu rehabilitacji. Można również zauważyć, że u większości pacjentów czas cyklu wchodzenia po zakończeniu rehabilitacji jest mniejszy, co świadczy o poprawieniu funkcji lokomocyjnych. U większości pacjentów można również zaobserwować znaczne wydłużenie fazy podporowej. W przebiegach składowej pionowej reakcji podłoża różnice pomiędzy wartościami ekstremalnymi w poszczególnych fazach są niewielkie lub ich wyznaczenie jest niemożliwe.

Analizując wykresy przedstawiające ocenę stabilności postawy stwierdzamy, że u większości pacjentów długość ścieżki jest większa od ścieżki zarejestrowanej dla osób zdrowych. Po zakończeniu rehabilitacji długość ścieżki jest krótsza niż ta, którą wyznaczono przed rozpoczęciem rehabilitacji.

LITERATURA

[1] Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, Stern D, Galante JO.: A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. J Bone Joint SurgAm 1980; 62(5): 749–57

[2] B Yu, MJ Stuart, T Kienbacher, E S Growney, K-N An: Valgus- varus motion of the knee in normal level walking and stair climbing, Clinical Biomechanics vol. 12. 286-293, 1997

[3] Bober T.: Biomechanika chodu i biegu, Studia i monografie AWF we Wrocławiu, zeszyt nr 8, Wrocław 1985

[4] Jevsevar, D.S., Riley, P.O., Hodge, W.A., Krebs, D.E.: Knee kinematics and kinetics during locomotor activities of daily living in subjects with knee arthroplasty and in healthy control subjects. Phys. Ther. 1993. 73 (4), 229–238.

[5] Kubiczkowska J., Kubiczek-Jagielska M., Posturografia w ocenie sprawności układu równowagi. Bibl. Prospera Meniere'a, 3, 4, 5-57, 1999.
[6] L. Chou, H. Lee; Balance control during stair negotiation *Journal of Biomechanics*, Volume 40, 207-S207
[7] Michnik R., Jurkojc J.: Analiza parametrów kinematycznych i dynamicznych podczas chodu normalnego i patologicznego, Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej nr 22, Gliwice 2003,
[8] Riener R.: Model-based development of neuroprostheses for paraplegic patients Phil.Trans. R. Soc. Lond. B 1999 354, 877-894
[9] Tejszerska D., Świtoński E. i in.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Laboratorium, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004.

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF CLIMBING THE STAIRS AND STABILITY OF PATIENTS HAVING NEUROLOGICAL DISORDERS

Summary. Biomechanical analysis of climbing the stairs and stability of patients having neurological disorders is presented in the paper. Analysis of kinematics and ground reactions was carried out for climbing the stairs. Kinematic quantities were determined by means of the APAS system. Ground reactions were measured with the use of the Kistler platform. Eight patients took part in the research. All measurements were carried out in the Silesian Center of Rehabilitation "Repty".

Dagmara TEJSZERSKA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Łukasz SŁODOWSKI, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Marek GZIK, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Sebastian SZAJKOWSKI, Katedra i Zakład Fizjologii, Śląski Uniwersytet Medyczny, Katowice

PROJEKT URZĄDZENIA WSPOMAGAJĄCEGO BADANIA NAD REGENERACJĄ UKŁADU NERWOWEGO U ZWIERZĄT LABORATORYJNYCH

Streszczenie: W pracy przedstawione zostały założenia projektowe, projekt oraz opis modelu fizycznego urządzenia służącego do oceny przywracania sprawności receptorów czucia w stopie kończyny szczura. W ramach pracy wykonany został prototyp urządzenia, którego wstępną weryfikację przeprowadzono w warunkach laboratorium Katedry i Zakładu Fizjologii Śląskiego Uniwersytetu Medycznego. Zaprojektowane i wykonane urządzenie jest elementem infrastruktury badawczej wykorzystywanej w badaniach nad regeneracją w ośrodkowym układzie nerwowym OUN.

1. WSTĘP

Rozwój inżynierii genetycznej przyczynił się do powstania sprzyjających warunków do prowadzenia badań związanych z regeneracją uszkodzeń rdzenia kręgowego. Jest to nadzieja na przełom w leczeniu dotychczas nieuleczalnych przypadków chorób. Dąży się do zrozumienia istoty problemu oraz przywrócenia funkcji uszkodzonych struktur. Skutkiem uszkodzenia rdzenia kręgowego jest zaburzenie czucia powierzchniowego oraz głębokiego. Często tragedia ta spotyka młodych ludzi, których wiek nie przekracza 25 lat. Urazy rdzenia kręgowego przede wszystkim związane są z wypadkami komunikacyjnymi i sportowymi. 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 ośrodkowego układu nerwowego OUN, w tym rdzenia kręgowego [1, 2, 3, 4].

W pracy przestawiono urządzenie, którego głównym zadaniem jest ilościowa ocena przywracania czucia w receptorach stopy szczura, po urazie rdzenia kręgowego, który został poddany zabiegom regeneracji w OUN. Prace są realizowane we współpracy Katedry i Zakładu Fizjologii Śląskiego Uniwersytetu Medycznego oraz Katedry Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej.

2. BUDOWA URZĄDZENIA

2.1. Założenia projektowe

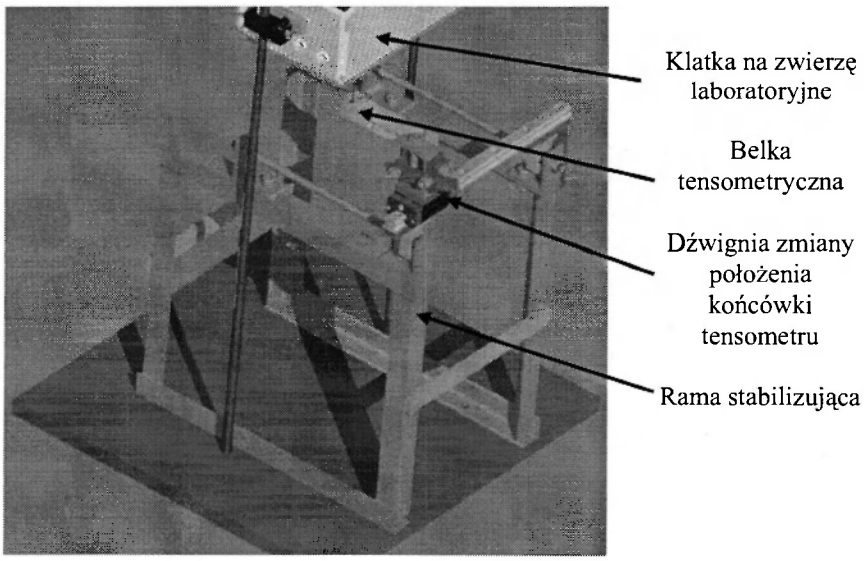
Przed rozpoczęciem projektowania zostały przyjęte następujące założenia projektowe:

- urządzenie powinno umożliwiać dokładny pomiar nacisku stopy szczura;
- minimalizacja kosztów wytworzenia urządzenia;
- bezpieczna eksploatacja;
- długoletnia bezawaryjna praca;
- zwarta, wytrzymała i w pełni funkcjonalna konstrukcja.

2.2 Etapy projektowania

Proces projektowania poprzedzony został procesem koncypowania nad wyborem optymalnego rozwiązania konstrukcyjnego, które najtrafniej odpowiadałoby założeniom projektowym. Głównymi wymogami było zapewnienie odpowiedniej, sztywności konstrukcji oraz stabilności wykonywanego pomiaru, przy jednoczesnej minimalizacji kosztów wytworzenia. Po weryfikujących rozważaniach i konsultacjach w zespole inżynierów i fizjologów, zdecydowano się na wykonanie poniżej opisanego urządzenia, jako najlepiej spełniające kryteria projektowe.

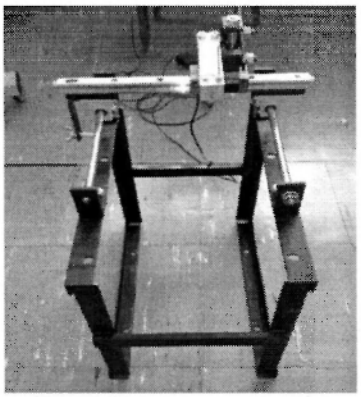
Urządzenie składa się z zespołu prowadnic zapewniających stabilny ruch w osiach X,Y,Z, odpowiednio ze sobą połączonych, zamocowanych na stabilnej ramie, umożliwiających przemieszczanie czujnika tensometrycznego w obrębie podstawy klatki i dokonywanie pomiaru. W pierwszej kolejności została zamodelowana infrastruktura istniejąca już w laboratorium: belka tensometryczna Vishay 1022 oraz klatka wraz ze stojakiem. Następnie zamodelowano stabilną ramę, do której można było przymocować prowadnice osi X. Kolejnym krokiem było zamodelowanie zespołów jezdnych odpowiedzialnych za ruch w osiach X,Y,Z. Gotowy model (rys 1.) wykorzystany został do wygenerowania dokumentacji technicznej niezbędnej do wykonania prototypu. Na podstawie dokumentacji wykonany został prototyp urządzenia.



Rys 1. Model urządzenia wspomagającego badanie postępu w regeneracji rdzenia kręgowego w ośrodkowym układzie nerwowym szczura laboratoryjnego

Prototyp urządzenia (rys. 2) został przekazany naukowcom z Katedry i Zakładu Fizjologii Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach, którzy przeprowadzili

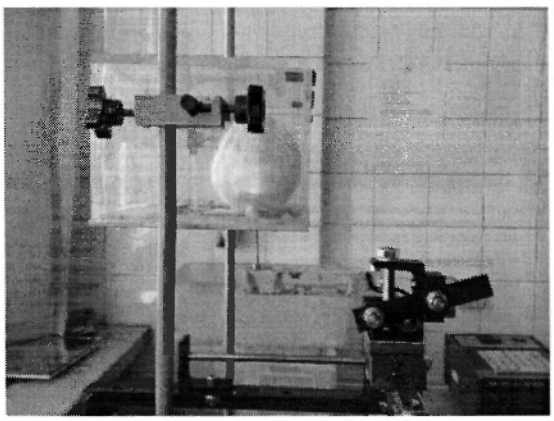
badania weryfikujące pracę prototypu (rys. 3). W opinii naukowców urządzenie w pełni spełniało założenia przyjęte na samym początku. Dokładność prowadzonych badań znacznie wzrosła co pozwoli na wnikliwszą i pełniejszą analizę uzyskiwanych wyników. Warto wspomnieć, że projekt ten jest kontynuacją wieloletniej, dobrej współpracy pomiędzy naukowcami z obu uczelni tj. Politechniki Śląskiej w Gliwicach, reprezentowanej przez Katedrę Mechaniki Stosowanej a Katedrą Fizjologii Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach.



Rys 2. Prototyp urządzenia

2.3 Zasady funkcjonowania urządzenia

Przeznaczeniem urządzenia jest pomiar reakcji nacisku stopy zwierzęcia na końcówkę rejestrującą, a następnie przekazanie tej informacji do komputera celem dalszych analiz. Zwierzę po urazie rdzenia kręgowego doznaje porażenia tylnej kończyny, czego konsekwencją jest między innymi zaburzenie funkcji receptorów czucia. Specjalistyczne leczenie pozwala na przywrócenie funkcji kończyny tylnej. Z punktu widzenia skuteczności metod leczenia bardzo istotna jest porównawcza analiza ilościowa różnych zastosowanych w leczeniu metod. W trakcie pomiaru następuje ukłucie stopy szczura siłą rejestrowana przez układ pomiarowy. Siła ukłucia wzrasta do momentu reakcji zwierzęcia na ból. W chwili odstawienia stopy pomiar jest przerywany, a maksymalna wartość jest porównywana z wynikami kolejnych badań.



Rys .3. Pierwsze badania w warunkach laboratoryjnych przy użyciu nowego urządzenia

3. WNIOSKI

Prowadzone badania nad regeneracją ośrodkowego układu nerwowego u gryzoni wymagają bardzo dokładnych i specjalistycznych urządzeń odpowiednich do pracy w różnych grupach zwierząt. Ze względu na specyficzną charakterystykę pomiarów różnią się ze względu na wielkość zwierzęcia, a także właściwości czujników pomiarowych.

Z wykorzystaniem prototypu zostały przeprowadzone badania weryfikujące przydatność urządzenia oraz stopień, w jakim spełnia ono założenia przyjęte przed projektowaniem. W opinii naukowców korzystających z urządzenia uzupełnia ono dotychczasową infrastrukturę laboratoryjną Śląskiego Uniwersytetu Medycznego oraz w pełni spełnia stawiane wymagania.

Autorzy mają nadzieję, iż w niedalekiej przyszłości doświadczenia zdobyte na zwierzętach przyczynią się do powstania skutecznych metod leczenia ludzi po urazach ośrodkowego układu nerwowego.

LITERATURA

[1] Farooque M: Spinal cord compression injury in the mouse: presentation of a model including assessment of motor dysfunction. Acta Neuropathol; 100: 13-22, 2000,
[2] Fiford RJ, Bilston LE, Waite P. et al.: A vertebral disclocation model of spinal cord injury in rats. J Neurotrauma; 4: 451-458, 2004,
[3] Ribotta MG, Gaviria M, Menet V, et al.: Strategies for regeneration and repair in spinal cord traumatic injury. McKerracher L, Doucet G, Rossignol S (Eds.) Progress in Brain Research Vol. 17, Chapter 5
[4] Sheng H, Wang H, Homi HH, et al.: A non-laminectomy spinal cord compression injury model in mice. J Neurotruma; 5: 595-603, 2004.

THE PROJECT OF DEVICE SUPPORTING RESEARCH ON THE REGENERATION OF THE NERVOUS SYSTEM IN LABORATORY RATS

Summary: The paper presents the conceptual design, project and a description of the physical model. The device is used to evaluate the return of superficial sensation in rats. In addition, paper contains a report of the first studies with using a prototype conducted in laboratory conditions.

Dagmara TEJSZERSKA, Eugeniusz ŚWITOŃSKI, Robert MICHNIK, Agnieszka GŁOWACKA, Katarzyna JOCHYMCZYK-WOŹNIAK, Pawel JURECZKO Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

IDENTYFIKACJA SIŁ MIĘŚNIOWYCH PODCZAS CHODU DZIECI Z ZABURZENIAMI NEUROLOGICZNYMI

Streszczenie. W pracy przeprowadzono badania doświadczalne oraz badania modelowe chodu dzieci z zaburzeniami neurologicznymi. W obliczeniach numerycznych wykorzystano model matematyczny ruchu kończyn dolnych pozwalający na wyznaczenie sił generowanych przez mięśnie. Identyfikację sił mięśniowych przeprowadzono przy wykorzystaniu metod optymalizacyjnych.

1. WSTĘP

Zaburzenia czynności motorycznych oraz funkcji lokomocyjnych są jednym z objawów schorzeń o podłożu neurologicznym. Znajomość pobudzeń mięśniowych podczas wykonywania ruchu przez pacjentów ze schorzeniami neurologicznymi umożliwia dokładniejszą diagnozę oraz lepszy dobór odpowiednich metod leczenia. W badaniach klinicznych pacjentów neurologicznych do wspomagania diagnostyki coraz częściej wykorzystywane są nowoczesne systemy do analizy ruchu funkcjonujące w oparciu o metody fotogrametryczne. Badania tego typu pozwalają na wyznaczenie kinematyki, sił reakcji podłoża oraz pobudzeń mięśni. W tym ostatnim przypadku wykorzystywana jest powierzchniowa metoda EMG. Pomiary elektromiograficzne stały się przydatnym narzędziem diagnostycznym w badaniach biomechanicznych, takich jak posturografia, analiza chodu, czy też inne czynności ruchowe. Elektromiografia powierzchowna sEMG jest też często wykorzystywana w rozpoznawaniu zaburzeń neurologicznych i nerwowomięśniowych [4]. Pozwala ona na określenie działania tylko największych mięśni znajdujących się pod skórą. Zastosowanie modelowania matematycznego umożliwia wyznaczenie sił mięśniowych, które znajdują się zarówno pod powierzchnią skóry oraz w głębszych warstwach. Ponadto dzięki obliczeniom numerycznym mamy możliwość wyznaczenia obciążeń układu szkieletowego. W przypadku pacjentów ze schorzeniami neurologicznymi często na skutek nieprawidłowego działania mięśni dochodzi do znacznych przeciążeń układu szkieletowego.

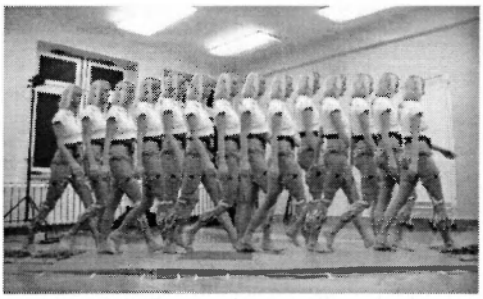
2. CEL I ZAKRES PRACY

Celem pracy jest identyfikacja sił generowanych przez mięśnie za pomocą modelu matematycznego kończyny dolnej podczas chodu u dzieci zdrowych oraz dzieci z zaburzeniami neurologicznymi.

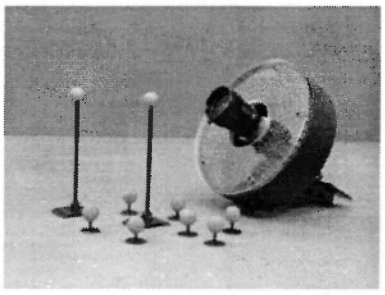
W pracy przedstawiono: metodykę badań doświadczalnych oraz badań modelowych chodu dzieci, wartości sił mięśniowych oraz wartości reakcji w poszczególnych stawach w płaszczyźnie strzałkowej.

3. METODYKA BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH

W badaniach wzięło udział siedmioro dzieci zdrowych oraz siedmioletnie dziecko z lewostronną hemiplegią, które zostało przebadane miesiąc po podaniu toksyny botulinowej. Badania doświadczalne przeprowadzono w Górnośląskim Centrum Zdrowia Dziecka w Katowicach. W badaniach wykorzystano system do trójwymiarowej analizy ruchu BTS Smart, za pomocą którego wyznaczono wielkości kinematyczne oraz zintegrowane z tym systemem dwie platformy dynamometryczne Kistlera umożliwiające pomiar składowych sił reakcji podłoża. Otrzymane wielkości kinematyczne oraz składowe sił reakcji podłoża posłużyły jako dane wejściowe do modelu matematycznego kończyny dolnej.



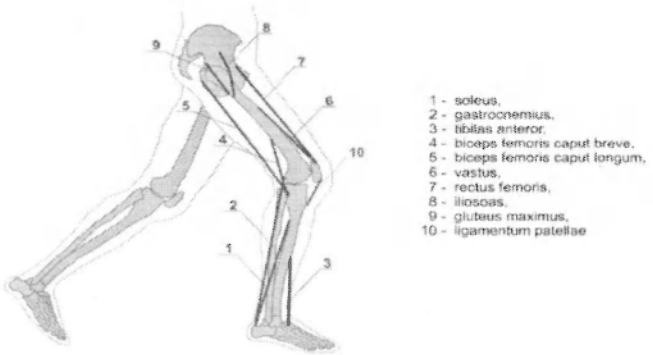
Rys. 1. Laboratorium analizy chodu



Rys. 2. Elementy systemu BTS Smart

4. METODYKA BADAŃ MODELOWYCH

W przeprowadzonych badaniach wykorzystano model matematyczny ruchu kończyn dolnych. Model ten wykorzystywany był do identyfikacji sił mięśniowych podczas chodu pacjentów po zabiegach alloplastyki stawów biodrowych lub kolanowych [2,3] oraz chodu dzieci ze schorzeniami w obrębie stopy [1]. W modelu tym kończyny traktowane są jako układ trzech sztywnych członów poruszających się ruchem płaskim połączonych za pomocą par kinematycznych klasy V. W modelu uwzględnionych zostało dziewięć mięśni (rys. 3).

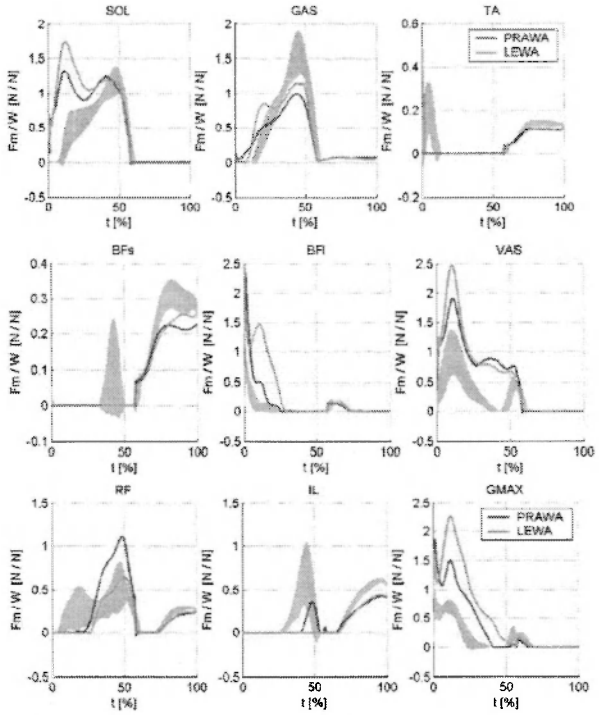


Rys. 3. Mięśnie uwzględnione w modelu matematycznym kończyny dolnej

Identyfikacja obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego przeprowadzana jest w dwóch etapach. W etapie pierwszych na podstawie wielkości kinematycznych, sił reakcji podłoża wyznaczonych za pomocą systemu BTS obliczane są wypadkowe momenty sił mięśniowych działających na stawy kończyny dolnej. W następnym etapie przy wykorzystaniu metod optymalizacyjnych wyznaczane są siły mięśniowe. Rozwiązywane jest zadanie optymalizacyjne, w którym przyjęto funkcję celu w postaci minimum sumy kwadratów sił mięśniowych.

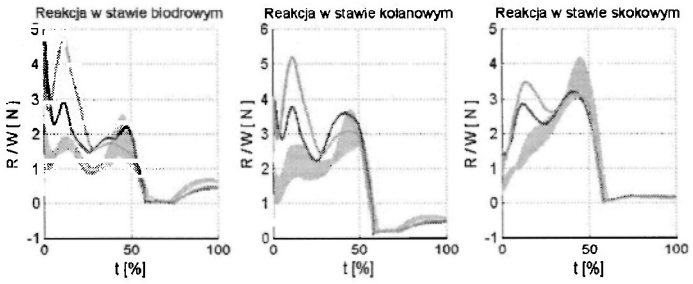
5. WYNIKI BADAŃ

W pracy przedstawiono przykładowe wyniki badań przebiegów sił mięśniowych w czasie pojedynczego cyklu chodu, a także reakcji w stawie skokowym, kolanowym oraz biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej. Wyniki zostały odniesione do dzieci zdrowych i oznaczone kolorem szarym na wykresach.



Rys. 5. Przebiegi sił mięśniowych w czasie pojedynczego cyklu chodu (gdzie: SOL – *m. soleus*, GAS - *m. gastrocnemius*, TA - *m. tibialis anterior*, BFs – *m. biceps femoris caput breve*, BFl – *m. biceps femoris caput longum*, VAS – *m. vastus*, RF – *m. rectus femoris*, IL – *m. iliopsoas*, GMAX – *m. gluteus maximus*)

Na podstawie przeprowadzonych badań modelowych stwierdzono, że wartości sił mięśniowych, dla dziecka z lewostronną hemiplegią miesiąc po podaniu toksyny botulinowej, znacznie różnią się od wartości tych sił dla dzieci zdrowych, zarówno dla prawej jak i lewej kończyny.



Rys. 4. Reakcje w poszczególnych stawach kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej

Na wykresach reakcji w stawie skokowym, kolanowym oraz biodrowym stwierdzono również różnice dla dziecka z lewostronną hemiplegią, w porównaniu z grupą dzieci zdrowych.

6. WNIOSKI

Przedstawione wyniki badań modelowych niewątpliwie stanowią cenne uzupełnienie doświadczalnych metod diagnostycznych. Praca ma charakter poglądowy i wymaga przeprowadzenia większej ilości badań, zarówno dla dzieci chorych, jak i zdrowych. W dalszym etapie przeprowadzone zostaną badania dla dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym przed podaniem i po podaniu toksyny botulinowej, a także zostanie sprawdzona poprawność wyników wartości sił mięśniowych otrzymanych z modelu matematycznego z wynikami pomiarów sygnałów EMG uzyskanych z badań doświadczalnych przy wykorzystaniu zestawu do elektromiografii powierzchniowej BTS Pocket EMG.

LITERATURA

[1] Jurkojć J., Michnik R., Pauk J.: Identification of muscle forces acting in lower limb with use planar and spatial mathematical model, Journal of Vibroengineering, Volume 11, Issue 3, September 2009, p.566-570

[2] Michnik R., Jurkojć J., Guzik A., Tejszerska D.: Analysis of loads of the lower limb during gait, carried out with the use of the mathematical model, made for patients during rehabilitation progress, Eccomas Conference "Multibody Dynamics 2007" Conference Information Booklet & Book of Abstracts, Milano 2007

[3] Michnik R., Jurkojć J., Tejszerska D., Rycerski W.: Monitoring of rehabilitation progress with the help of the mathematical modeling dedicated to patients after hip and knee replacement, Journal of Biomechanics, vol. 39, sup. 1, Abstracts of the 5th World Congress of Biomechanics, Munich, Germany 2006, pp. S93

[4] Pauk J.: Different techniques for EMG signal processing, Vibromechanika, Journal Of Vibroengineering, , Volume 10, Issue 4, December 2008, s. 571-576

Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2009-2011 jako projekt badawczy.

IDENTIFICATION OF MUSCLE FORCES DURING GAIT OF CHILDREN WITH NEUROLOGICAL DISORDERS

Summary. This work investigates the experimental and model studies of children's gait with neurological disorders. In numerical calculations was used a mathematical model of motion of the lower limbs, which helps to determine the forces generated by muscles. Identification of muscle forces was conducted using optimization methods.

Dagmara TEJSZERSKA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice,
Michał TYRAŁA, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Wojciech WOLAŃSKI, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Krzysztof GIEREMEK, Górnośląska Wyższa Szkoła Handlowa, Katowice
Piotr SROCZYŃSKI, Ortolan Sp. z o.o., Przedsiębiorstwo obrotu i produkcji urządzeń rehabilitacyjnych, Katowice

PROJEKT URZĄDZEŃ DO REHABILITACJI OSÓB Z ZABURZENIAMI PROPRIOCEPCJI

Streszczenie: W pracy przedstawiono projekt urządzeń do reedukacji osób z zaburzeniami propriocepcji. Prace projektowe zostały wykonane w programie Inventor 2009. Z uwagi na znaczenie takich urządzeń w rehabilitacji, ich konstrukcje cechują się wielofunkcyjnością. Dla zapewnienia bezpieczeństwa użytkowników została przeprowadzona analiza wytrzymałościowa elementów składowych najbardziej narażonych na uszkodzenie w programie Ansys Workbench. Otrzymane wyniki z obliczeń potwierdziły poprawność przyjętych założeń projektowych i dobranych parametrów konstrukcyjnych urządzeń.

1. WSTĘP

Zaburzenia zmysłu równowagi zależą od rodzaju uszkodzenia lecz powody, które mogą przyczynić się do zaburzeń równowagi są różne i nie zależą one od wieku czy płci pacjenta. Zachowanie prawidłowej funkii czucia głębokiego ma ogromne znaczenie w życiu człowieka, dlatego też ważne jest aby utrzymać ją w dobrej kondycji. W celu usprawnienia czynności odpowiadających za równowagę oraz pomocy w powrocie do sprawności konstruowane są urządzenia, które symulują codzienne czynności takie jak stanie czy chodzenie po schodach.

Propriocepcja inaczej zmysł czucia głębokiego umożliwia nam określenie położenia poszczególnych części ciała oraz ich przemieszczania się w przestrzeni. Czucie głębokie (propriocepcja) pozwala nam na stwierdzenie bez kontroli wzroku w jakiej pozycji znajdują się kończyny oraz mięśnie (czy są rozciągane, czy napinanie). Do funkcji zmysłu równowagi należy również przypisać zdolność rozpoznawania ułożenia stawów, odczuwanie ruchów w stawie, odczuwanie oporu i siły wygenerowanej wokół stawu oraz ogólne odczuwanie wykonywanego ruchu [1, 2].

Rynek oferuje wiele urządzeń do rehabilitacji osób z zaburzeniami postawy oraz zmysłu równowagi (rys. 1, rys. 2, rys. 3). Różnią się one wielkością, ciężarem, wyglądem, funkcjonalnością, zakresem wykonywanych ćwiczeń, możliwością regulacji i innymi cechami. Producenci urządzeń zalecają je również osobom po udarach mózgu, zabiegach alloplastyki stawów kolanowych i biodrowych, chorym na choroby demielinizacyjne, ale także dbającym o ładną sylwetkę i kondycję fizyczną. Dodatkowo urządzenia mogą mieć zastosowanie w zapobieganiu powstawania wad postawy ciała u dzieci. Jednakże, pomimo tak dużej różnorodności brakuje na rynku urządzeń, które cechowałyby się wielofunkcyjnością i miałyby szeroki obszar zastosowania. Dlatego podjęto próbę

zaprojektowania zestawu urządzeń charakteryzujących się prostą budową, ale dających możliwość kompleksowej rehabilitacji osób z zaburzeniami propriocepcji.



Rys. 1. Zestaw urządzeń Gonge Balanco do poprawy sensomotoryki u dzieci [5]



Rys. 2. Urządzenie SRF do rehabilitacji osób z zaburzeniami zmysłu równowagi [4]



Rys. 3. Biodex Balance System do rehabilitacji osób z zaburzeniami propriocepcji [3]

2. PROJEKT URZĄDZEŃ REHABILITACYJNYCH

2.1. Założenia projektowe

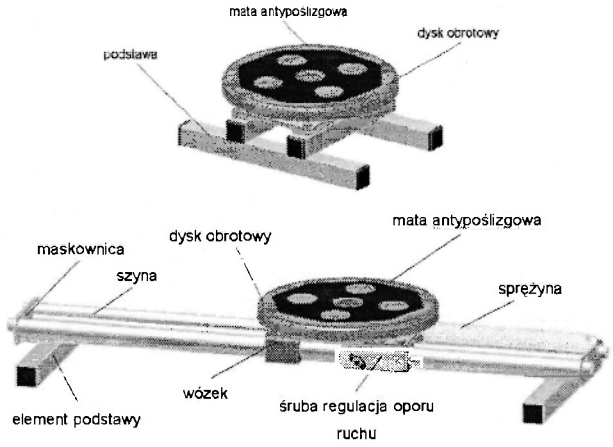
Użytkownikami projektowanych urządzeń są osoby, u których zachodzi konieczność prowadzenia rehabilitacji zmysłu równowagi, a w szczególności osoby z zaburzeniami układu sensomotorycznego. Są to osoby, których zmysł orientacji ułożenia części własnego ciała uległ uszkodzeniu na skutek wypadku, przeprowadzonego leczenia urazu lub chorób demielinizacyjnych. Dodatkowo urządzenia powinny być użyteczne w rehabilitacji osób po kontuzjach stawów biodrowych, kolanowych, skokowych oraz po urazach kręgosłupa. Powinny również wspomagać aktywność mięśni nóg i kręgosłupa, a także umożliwiać poprawę kondycji fizycznej, koordynacji ruchowej oraz rozwój propriocepcji. Przeznaczenie urządzeń przewidziane jest również dla sportowców i osób prowadzących zdrowy tryb życia oraz osób dbających o swoją sylwetkę i sprawność fizyczną. Urządzenia powinny spełniać następujące wymagania: obejmować szeroką grupę docelową, zapewniać bezpieczeństwo pacjenta podczas wykonywanych ćwiczeń, dawać możliwość regulacji w zależności od stopnia zaawansowania osoby w rehabilitacji, zapewnić niskie koszty produkcji oraz długą trwałość przy prostej konstrukcji. Urządzenia powinny wytrzymywać obciążenie 120 kg.

2.2. Koncepcje projektowe urządzeń

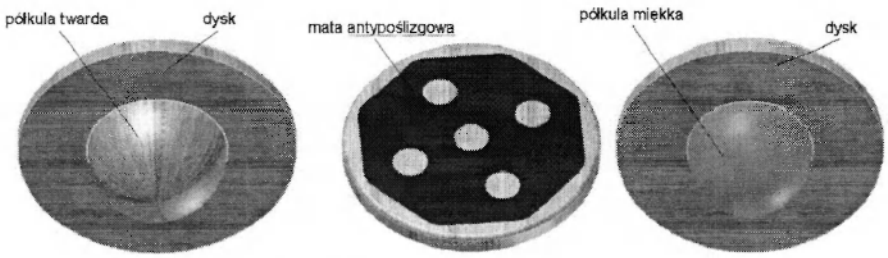
Opracowanie koncepcji projektowanych urządzeń zostało zrealizowane przy użyciu programu Autodesk Inventor 2009. W pracy przedstawiono warianty urządzeń, które spełniły wymagania przyjęte w założeniach projektowych. W skład opracowanego zestawu urządzeń do rehabilitacji osób z zaburzonym zmysłem równowagi wchodzą:

- szyna ślizgowa z dyskiem obrotowym (rys. 4),
- dysk do balansowania (rys. 5),
- platforma balansowa (rys. 6).

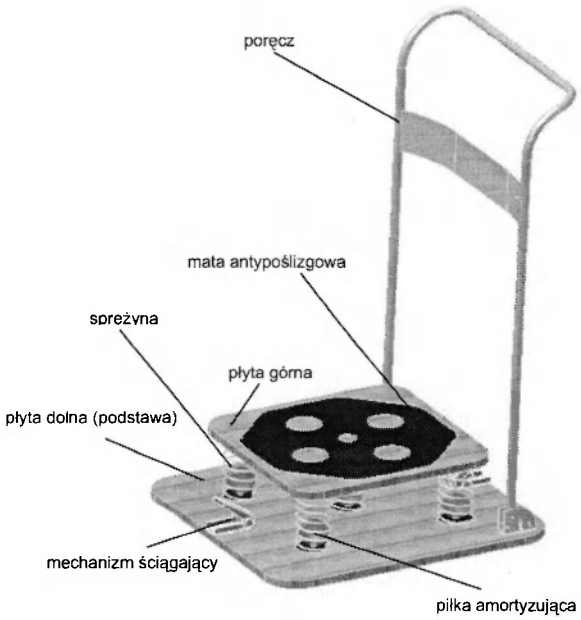
Przedstawione projekty urządzeń umożliwiają rehabilitację w pozycji stojącej. Pierwszy typ urządzenia umożliwia wykonywanie ruchów podobnych do chodu, drugi i trzeci niestabilne ruchy podłoża o większym lub mniejszym zakresie.



Rys. 4. Szyna ślizgowa z dyskiem obrotowym



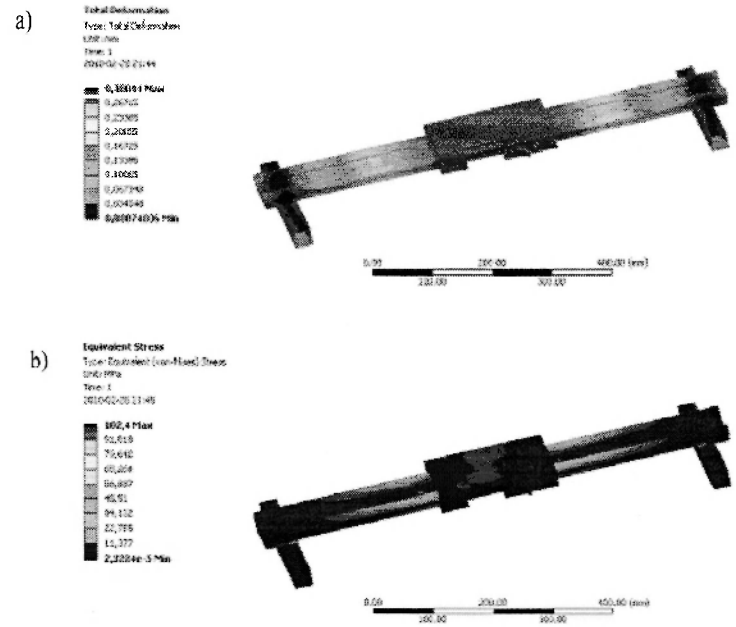
Rys. 5. Dysk do balansowania



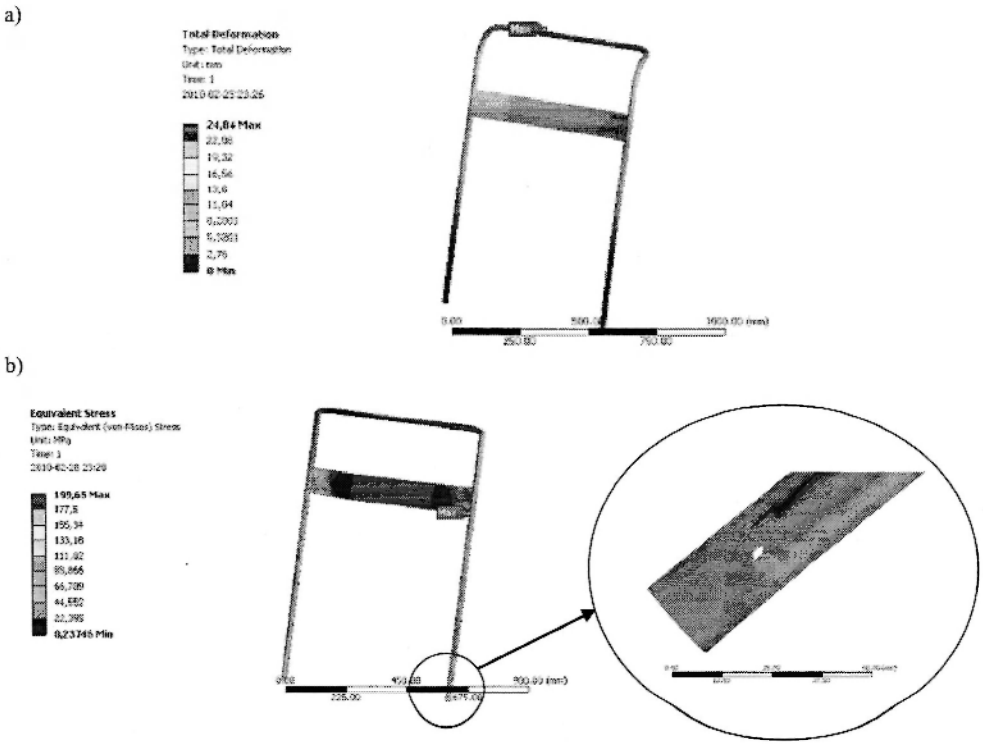
Rys. 6. Platforma balansowa

2.3. Analiza wytrzymałościowa opracowanych konstrukcji

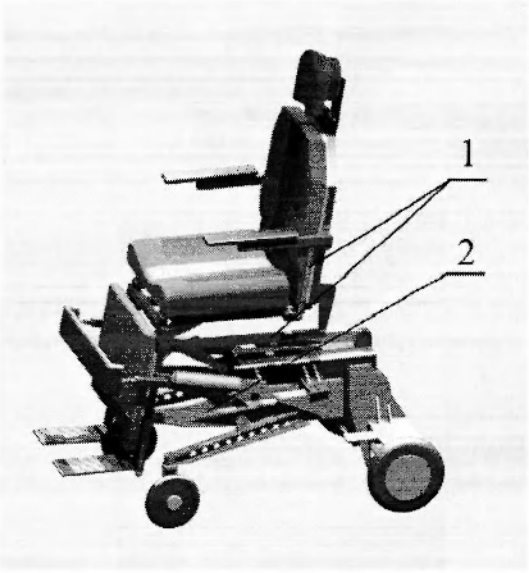
Weryfikację wytrzymałościową urządzeń przeprowadzono w programie ANSYS Workbench przy wykorzystaniu metody MES. Analizie wytrzymałościowej poddano elementy urządzeń najbardziej narażone na uszkodzenia tj.: szynę wzdłużną urządzenia pierwszego wraz z elementami podstawy oraz wózkiem umieszczonym na szynie oraz poręcz zabezpieczającą przed upadkiem w urządzeniu trzecim. Obliczenia numeryczne dostarczyły nam informacji o przemieszczeniach, odkształceniach oraz naprężeniach elementów poddanych weryfikacji. Należy zaznaczyć, że we wszystkich przypadkach naprężenia i odkształcenia zostały wyznaczone w oparciu o hipotezę Hubera-Misessa. Do weryfikacji wytrzymałościowej szyny wzdłużnej urządzenia pierwszego przyjęto obciążenie równe 1,2kN (tj. ok. 120 kg masy osoby ćwiczącej), natomiast poręcz obciążono siłą wynoszącą 500 N. Uzyskane wyniki z analizy wytrzymałościowej metodą MES w postaci barwnych map przedstawiono na poniższych rysunkach.



Rys. 7. a) Mapa przemieszczeń, b) mapa naprężeń szyny wzdłużnej

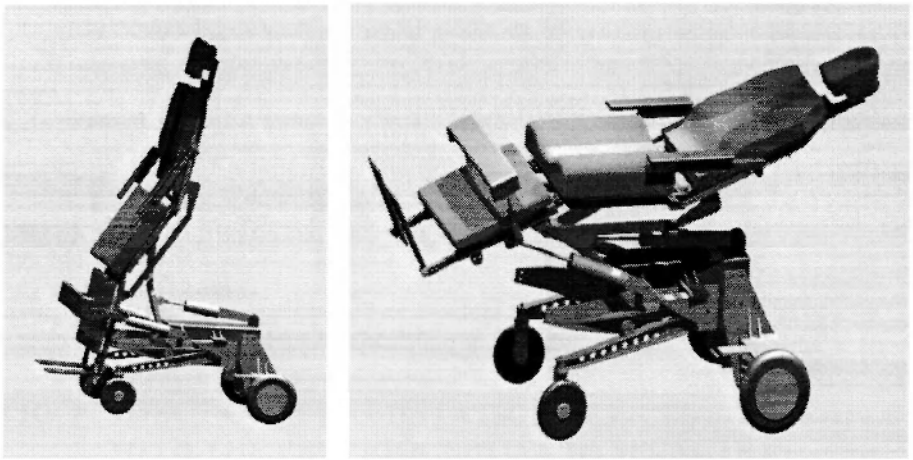


Rys. 8. a) Mapa przemieszczeń, b) mapa naprężeń poręczy zabezpieczającej



Rys. 1. Model elektrycznego wózka inwalidzkiego

Geometria wózka w pozycji siedzącej (Rys.1.) z zaznaczonymi elementami dokującymi (1) i dystansami zapewniającymi więzy geometryczne pomiędzy elementami ramy. Wysokość wózka w pozycji siedzącej wynosi 1350 mm.



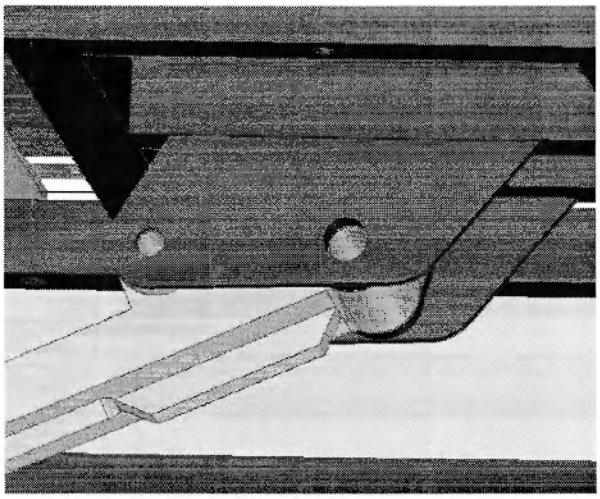
Rys. 2. Wózek spionizowany oraz wypoziomowany

Zapewnienie poprawności procesu pionizacji (Rys.2.) oraz poziomowania (Rys.3.) wymagało wprowadzenia odpowiednich zależności geometrycznych pomiędzy ramą podnóżka a ramą oparcia pleców oraz podłokietnikami. Dzięki zastosowaniu odpowiednich elementów dystansujących stworzony został układ zapewniający zachowanie równoległości pomiędzy ramą podnóżka a oparciem pleców, co w praktyce rozwiązało problem więzów geometrycznych. Wysokość wózka spionizowanego wynosi 1750 mm, a długość wózka wypoziomowanego 1680 mm.

2.2 Rozwiązania konstrukcyjne zapobiegające niechcianym przemieszczeniom

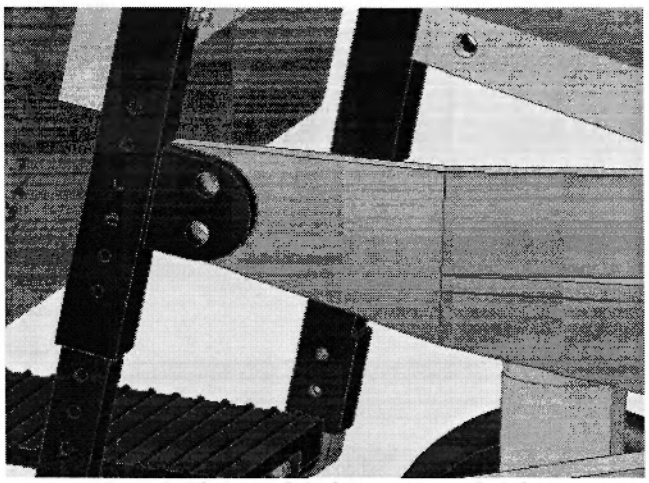
W celu poprawnego wykonania poziomowania należało zapewnić czasowe usztywnienie ramy siedziska względem podstawy wózka, co zrealizowane zostało za pomocą profili z otworami, dzięki którym możliwe jest usztywnienie z użyciem prostego mechanizmu blokującego.

Pionizacja została umożliwiona dzięki zastosowaniu dodatkowych elementów, zapewniających możliwość dokowania ramy podnóżka i okresowe unieruchomienie jej względem podstawy wózka.



Rys.4. Blokada ramy siedziska

Blokada siedziska zrealizowana została za pomocą mechanizmu wprowadzającego bolce ryglujące ramę do dźwigni służącej do pionizacji, która w stanie spoczynku jest elementem utrzymującym siedzisko (Rys.4.).

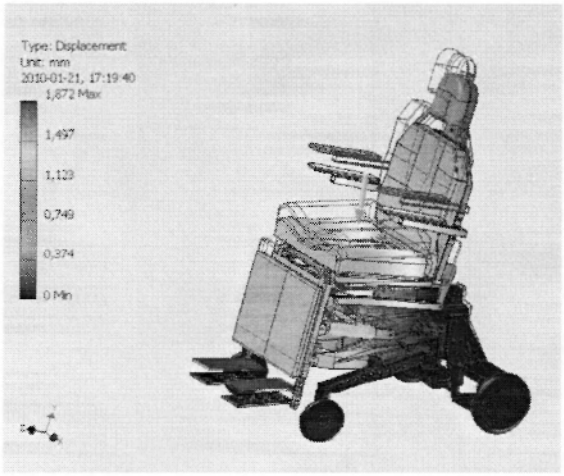


Rys. 5. Element dokujący ramę podnóżka

Dokowanie podnóżka można zrealizować w prosty sposób, stosując mechanizm elektromagnetyczny unieruchamiający podnóżek względem elementu dokującego (Rys.5.). Zapoczątkowanie poziomowania wymagałoby chwilowego odbezpieczenia zamka.

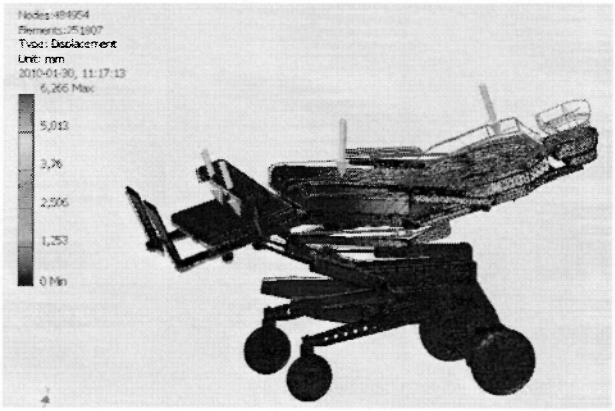
3. OBLICZENIA NUMERYCZNE

W celu uproszczenia obliczeń, wszystkie elementy ramy oraz konstrukcji nośnej posiadają własności materiałowe stali konstrukcyjnej ($\rho \approx 7{,}86$ g/cm^3), a dla elementów tapicerki przyjęto własności tworzywa ABS. Analiza przeprowadzona została dla każdej z możliwych do uzyskania pozycji. W publikacji przedstawione są jedynie mapy przemieszczeń uzyskane w wyniku przeprowadzonych badań.
W pozycji siedzącej siedzisko obciążone zostało powierzchniowo siłą o wartości 2000N.



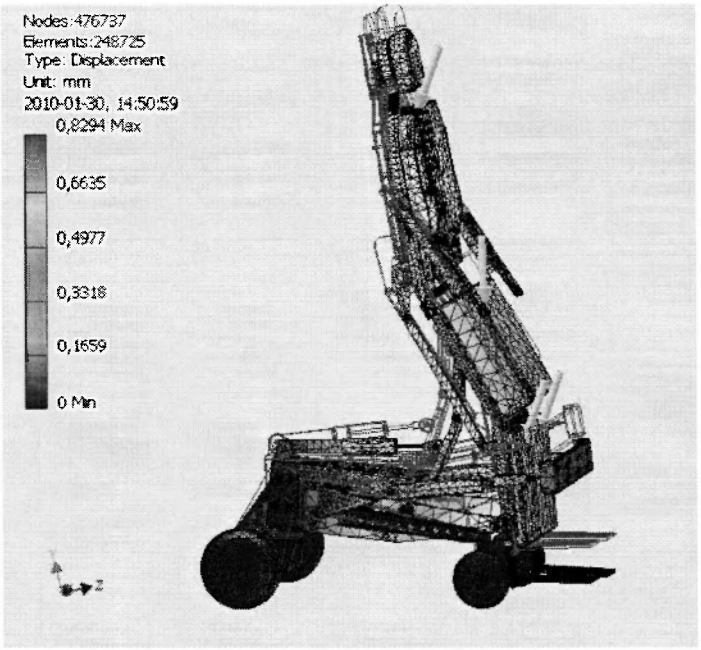
Rys. 6. Mapa przemieszczeń – pozycja siedząca

W pozycji wypoziomowanej przyjęto następujące obciążenia : podnóżek – 400N, siedzisko -800 N, oparcie pleców – 800N.



Rys. 7. Mapa przemieszczeń – pozycja pozioma

Przy analizowaniu pozycji pionowej wózka przyjęte zostały wartości obciążenia z pozycji poziomej, natomiast kierunek ich działania dostosowany został do warunków panujących podczas pionizacji.



Rys. 8. Mapa przemieszczeń – pozycja pionowa

4.WNIOSKI

W wyniku przeprowadzonej analizy utworzonego w procesie projektowania modelu, uzyskane zostały wyniki spełniające przyjęte założenia. Maksymalne przemieszczenia w pozycji najbardziej niekorzystnej (poziomej) okazały się stosunkowo małe do wielkości obciążenia nadanego dla potrzeb analizy. Elementy unieruchamiające spełniają swoją rolę, a podstawa wózka utrzymuje odpowiednią sztywność. Konstrukcja spełnia warunki gabarytowe przewidziane przez normy, lecz przewidywany jest kolejny etap projektowania, mający na celu zmniejszenie masy ramy podstawy oraz zwiększenie ergonomii wózka.

LITERATURA

[1] www.akson.pl
[2] www.acumobil.hg.pl
[3] www.medmax.pl

THE PROJECT OF ELECTRIC WHEELCHAIR WITH CHANGEABLE CHASSIS GEOMETRY

Summary. The project of multi-positional electric wheelchair for handicapped people. The geometric model have been designed and analyzed with use of Autodesk Inventor environment.

Jakub WILK, Wojewódzki Szpital Specjalistyczny we Wrocławiu, Ośrodek Naukowo-Badawczy
Chrystian KLONECKI-OLECH Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska
Magdalena KOBIELARZ, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wojewódzki Szpital Specjalistyczny we Wrocławiu, Ośrodek Naukowo-Badawczy

OCENA MOŻLIWOŚCI AUTOMATYZACJI UKŁADU DO ROZCIĄGANIA PRÓBEK NA UŻYTEK SPEKTROSKOPII RAMANA

Streszczenie. Badania ścian naczyń krwionośnych metodą spektroskopii Ramana, pozwalają na badanie zależności między obciążeniem jakiemu poddawana jest tkanka, a jej strukturą.
W celu zwiększenia efektywności pomiarów podjęta została próba zautomatyzowania układu służącego do rozciągania próbek poddawanych badaniu.

1. WSTĘP

W ostatnich latach wzrasta zainteresowanie badaniem parametrów mechanicznych tkanek miękkich, tworzących naczynia krwionośne. W tym celu są używane zarówno testy *in vitro* jak i metody *in vivo* oraz analizy numeryczne Metodą Elementów Skończonych. [1]

Wśród stosowanych metod wyróżnia się spektroskopia Ramana, wśród licznych zalet, której należałoby wymienić: wysoką czułość na zmianę konformacji białek, nieinwazyjność, wyraźne pasma, minimalna preparację próbki oraz możliwość zastosowania światłowodów do zdalnej analizy. Wadą tej metody jest wysuszanie próbek używanych do badania. [2]

2. PARAMETRY KONSTRUKCYJNE I WYMAGANIA ODNOŚNIE UKŁADU

Powstające urządzenie ma za zadanie rozciąganie próbki o określonych wymiarach. Rozciąganie musi być symetryczne względem środka próbki, co pociąga za sobą konieczność zsynchronizowania ruchu uchwytów. Ze względu na zastosowaną metodę, niewskazany jest wzrost temperatury w obszarze badania.

Rozciągany materiał jest przygotowany jako próbki prostopadłościenne, o wymiarach 50x10 mm. Wymagany zakres rozciągania to 22 mm, przy początkowej odległości uchwytów na poziomie 20 mm. Siła generowana przez układ powinna znajdować się na poziomie 50 N. Jest to przyjęte z dużym naddatkiem, co należy uwzględnić w doborze aktuatorów.

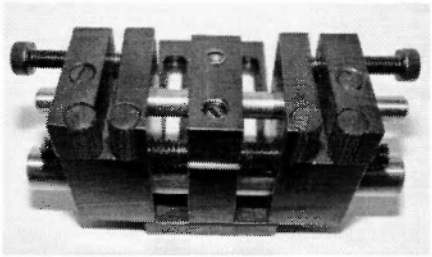
Prędkość rozciągania pozostaje bez znaczenia. Dokładność rozciągania powinna zawierać się poniżej dziesiątych części milimetra. Cykl pracy układu będzie składać się naprzemiennie, z rozciągania o określoną długość oraz trzymania zadanej pozycji w czasie badania.

Ze względu na wrażliwość metody pomiarowej na zakłócenia oraz naturę wykorzystywanego promieniowania należy zminimalizować generowane przez układ ciepło oraz w miarę możliwości odsunąć elektroniczne elementy sterowania od samej próbki.

Wymiary układu powinny umożliwiać zamknięcie pokrywy spektrofotometru w czasie pomiaru.

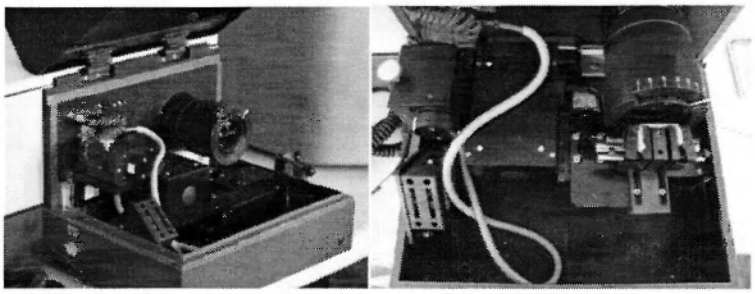
3. ROZWIĄZANIE ISTNIEJĄCE

Wykorzystywany wcześniej układ (Rys 1) był prostym układem mechanicznym, o jednym stopniu swobody, sterowanym i operowanym ręcznie przez osobę przeprowadzającą badania. Przemieszczenie szczęk było zadawane obrotem śruby, a za synchronizację ruchu odpowiadała konstrukcja wykorzystujące śrubę o przeciwnie naciętych gwintach. Elementem zapewniającym orientację i kierunek ruchu były dwa wałki, pełniące rolę prowadnic liniowych. Wymiary tego układu umożliwiały umieszczenie układu wewnątrz urządzenia pomiarowego (Rys 2).



Rys.1. Układ do rozciągania próbek wykorzystywany w pomiarach

A B



Rys.2. A) Spektrofotometr FT-Raman Bruker RFS/100, B) Układ zamontowany w spektrofotometrze

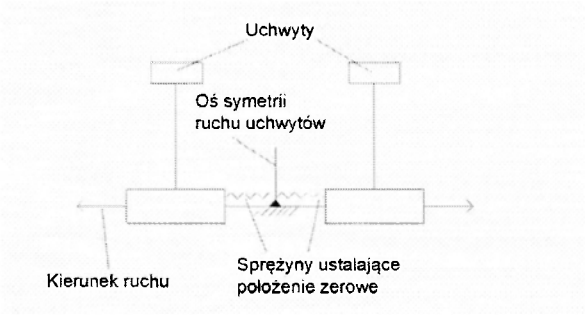
Do zalet starego układu należały: prostota konstrukcji i eksploatacji, nieskomplikowane sterowanie, związane z jednym stopniem swobody. Ze względu na brak elementów elektronicznych nie istniała możliwość uszkodzenia elementów sterowania. Brak aktuatorów owocował brakiem źródeł ciepła w obszarze pracy. Do wad należałoby zaliczyć brak powtarzalności, konieczność otwierania pokrywy w celu zmiany przemieszczenia szczęk, brak akwizycji danych dotyczących rzeczywistych odkształceń elementów, co uniemożliwia ocenę siły jaką obciążana jest próbka.

4. KONCEPCJA NOWEGO UKŁADU

W celu spełnienia założeń konstrukcyjnych dla układu należy dokonać przeglądu struktur kinematycznych, określenie parametrów napędów oraz postaci mechanicznej.

a) Struktura kinematyczna

W przeciwieństwie do starego układu korzystającego z napędu śrubowego, nowy układ będzie napędzamy przez aktuatory liniowe. Zmiana koncepcji pociąga za sobą zmianę układu kinematycznego. Poprzedni układ miał formalnie jeden stopień swobody, co umożliwiało napędzanie go za pomocą pojedynczego silnika o ruchu obrotowym. Zgodnie z nową koncepcją, wymagane będzie użycie co najmniej dwóch napędów liniowych. Ze względu na planowane zastosowanie napędów cięgnowych, konieczne będzie zastosowanie elementów sprężystych, ustalających położenie zerowe uchwytów (Rys 3).



Rys. 3. Schemat projektowanego układu

b) Parametry napędów

Napędy zastosowane w układzie muszą generować siłę odpowiednią do rozciągnięcia próbki, być samohamowne, aby umożliwić pracę spektrofotometru oraz nie mogą generować ciepła. Z uwagi na wymagania zdecydowano się na użycie piezoelektrycznych silników liniowych. Przykładowym silnikiem jest N-111 NEXLINE® OEM Linear Actuator firmy Physik Instrumente. (Tab 1)

Tabela 1. Zestawienie parametrów silnika N-111 [3]

Zakres ruchu	10 mm
Siła (aktywna)	50 N
Siła (spoczynkowa)	70 N
Rozdzielczość (otwarta pętla sterowania)	0,025 nm
Rozdzielczości (zamknięta pętla sterowania)	5 nm
Zakres temperatur pracy	-40 do 80°C
Generowanie ciepła	Brak
Masa	245 g
Wymiary gabarytowe	46 x 28 x 50

c) Struktura mechaniczna

W projektowanym układzie elementem prowadzącym będą prowadnice ślizgowe typu DryLin W firmy Igus. DryLin W jest systemem łożysk liniowych, zbudowanych z

Marcin ZACZYK, Danuta JASIŃSKA CHOROMAŃSKA, Agata MIŚKIEWICZ,
Instytut Mikromechaniki i Fotoniki, Politechnika Warszawska, Warszawa

STANOWISKO DO BADAŃ JAKOŚCI OSADZENIA TRZPIENIA IMPLANTU W KOŚCI

Streszczenie. W poniższej pracy przedstawiono rozwiązanie konstrukcyjne stanowiska do eksperymentalnej oceny jakości osadzenia implantu w tkance kostnej. Praca opisuje sposób realizacji badań eksperymentalnych, których wyniki mogą stanowić bazę do oceny jakości rozwiązania konstrukcyjnego implantu dobieranego według indywidualnych cech pacjenta. Jako główne zadanie stanowiska przewiduje się możliwość weryfikacji, różnych rozwiązań konstrukcyjnych trzpienia implantu osadzonego w kości.

1. WSTĘP

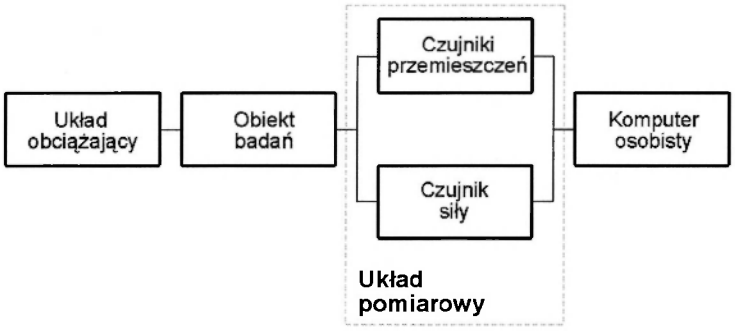
Niepohamowany rozwój ortopedii i traumatologii sprawia, że coraz większe wymagania stawiane są przed inżynierią biomedyczną. Wymagania stawiane przez medycynę odnośnie weryfikacji rozwiązań inżynierii biomedycznej np. endoprotez sprawia, że wdrożenie nowych rozwiązań konstrukcyjnych dla implantologii wymaga szeregu badań, pomiarów i weryfikacji proponowanego rozwiązania[1,2]. Analizę rozwiązań przeprowadza się przy użyciu modelowania, symulacji oraz na podstawie badań laboratoryjnych. Przeprowadzenie badań laboratoryjnych możliwe jest przez stworzenie systemu pomiarowego oraz opracowania metodyki badań eksperymentalnych. Specyfika własności biomechanicznych kości uniemożliwia wykonanie badań na uniwersalnych maszynach pomiarowych, co wymusza konieczność budowania stanowisk badawczych i specjalistycznych systemów pomiarowych opartych na rozbudowanych aplikacjach pomiarowych. Głównym celem pracy było stworzenie systemu pomiarowego, który pozwoli określić jakość i wytrzymałość osadzenia trzpienia implantu w tkance kostnej.

2. PRZEZNACZENIE I ZADANIA STANOWISKA POMIAROWEGO

Główny cele pracy zrealizowano budując stanowisko którego system pomiarowy, pozwala na weryfikację zachowania się osadzonego implantu w tkance kostnej. W pracy tej przedstawiono budowę opracowanego w Zakładzie Konstrukcji urządzeń Precyzyjnych Politechniki Warszawskiej stanowiska do badań jakości połączenia implant-kość. Opisane stanowisko badań eksperymentalnych pozwala na weryfikację obecnie stosowanych rozwiązań w budowie implantów. Umożliwia weryfikację prototypowych rozwiązań konstrukcyjnych implantów. Opracowując konstrukcję założono możliwość wykonania jak największej liczby metod pomiarowych danej wielkości na tym stanowisku. Uniwersalność przeprowadzania badań możliwa była dzięki wykorzystaniu dwóch trybów pracy stanowiska:
- tryb pozwalający na pomiar przemieszczenia trzpienia implantu względem tkanki kostnej w granicach sprężystości tkanki kostnej, użytej do budowy próbki,

- tryb pozwalający na pomiar sił i nacisków w tkance kostnej wywołanych zadaną siłą na trzpień implantu.

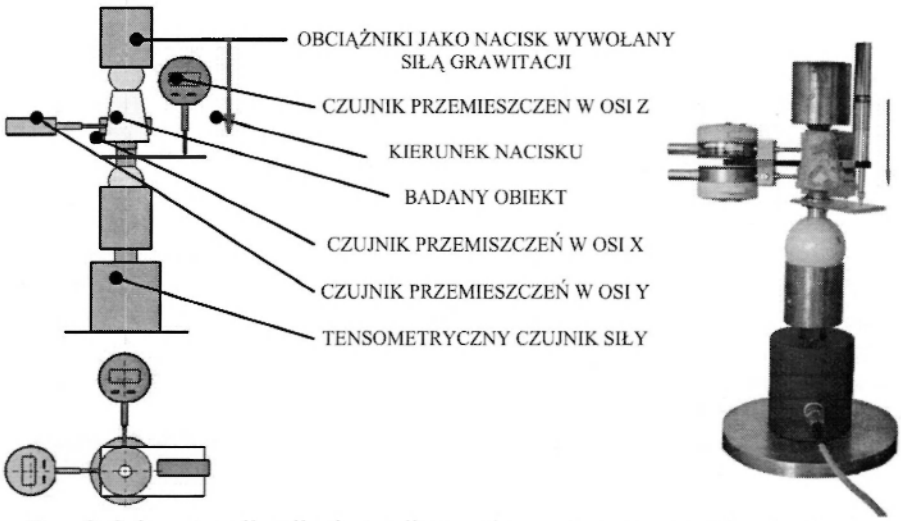
Jednym z głównych zadań stanowiska jest możliwość rejestracji przemieszczeń i sił obciążenia w czasie rzeczywistym zapisując automatycznie uzyskane dane w interfejsie stworzonym w programie Lab View dla tego stanowiska. Z uzyskanych danych można określić parametry określające jakość połączenia implant - kość oraz charakter współpracy osadzonego trzpienia implantu z tkanką kostną. W opracowanym stanowisku system pomiarowy podzielono na trzy niezależne układy (Rys.1).



Rys.1. Schemat blokowy stanowiska do określenia jakości osadzenia trzpienia implantu w kości

3. BUDOWA STANOWISKA POMIAROWEGO

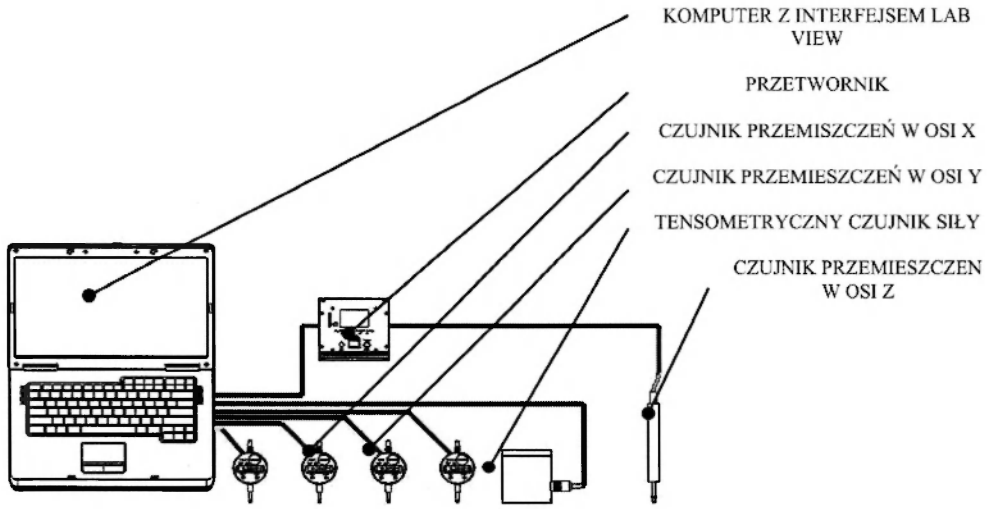
Stanowisko wykonano w postaci dwóch wzajemnie współpracujących ze sobą ram względem których wymuszano przemieszczenia. Rejestrowano przemieszczenia w osiach X, Y, Z, na dwóch poziomach próbki [2,7]. Siły obciążenia uzyskano wykorzystując masę odważników. Obciążenie to pozwoliło przybliżyć naturalne siły i naciski występujące we fragmencie badanej kości w danym łańcuchu kinematycznym aparatu ruchu (Rys 2).



Rys. 2. Schemat realizacji rejestracji przemieszczeń w poszczególnych osiach

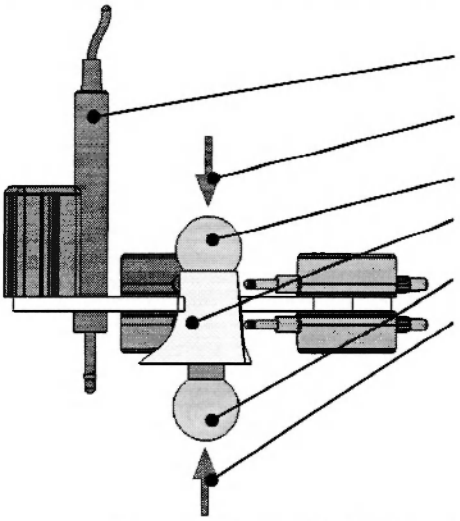
Charakterystyka obciążenia odpowiadała obciążeniu kości udowej w fazie wstępnej chodu tj. stawianie nogi na podłożu i przejęcie przez nią całego ciężaru ciała [1,3]. Rejestrowany był nacisk jaki przyjęła kość zbita próbki w trakcie obciążenia. Uzyskano również wartości przemieszczeń osadzonego trzpienia względem tkanki kostnej w której osadzony był trzpień.

Wyniki były rejestrowane elektronicznie – wykorzystane czujniki pozwalały na zapis wyników podczas badań w czasie rzeczywistym. System pomiarowy stanowiska uzależniony jest od użytych przyrządów pomiarowych (Rys.3). Podstawowa konfiguracja układu pomiarowego pozwala na określanie zależności przemieszczeń osadzonego trzpienia w tkance kostnej względem tkanki kostnej przy zadanym nacisku. Przy zastosowaniu konfiguracji układu pomiarowego opartego na czujnikach ciśnienia możliwy jest bezpośredni pomiar naprężeń w tkance kostnej od sił pochodzących z obciążonego trzpienia implantu. Możliwość zastosowania tych dwóch konfiguracji pozwala na uzyskanie poszukiwanych wartości metodą dwudrogową wzajemnie nieskorelowaną. Takie rozwiązanie pozwala na wyeliminowanie błędów metodyki badań oraz pozwala na wzajemną weryfikację sposobu przeprowadzania eksperymentu.



Rys. 2. Schemat połączenia przyrządów pomiarowych w stanowisku

Stanowisko zostało tak zbudowane, by wyeliminować niepożądane wartości sił składowych w przypadku nieosiowego obciążenia. Niesymetryczna budowa kości wymagała zastosowania przekładek kulistych, które w sposób automatyczny eliminowały niepożądane wartości sił. Wystąpienie tych niepożądanych wartości sił mogłoby zakłócić wartości mierzone (Rys. 3). Zastosowanie bezszczękowego uchwytu do zamocowania badanej próbki, daje możliwość na swobodny ruch badanego obiektu w trakcie przebiegu pomiaru, eliminując zarazem niewłaściwe wartości naprężeń. Swobodny ruch badanego obiektu w trakcie realizacji badań pozwala na samoistne ułożenie się badanej próbki równolegle do kierunku działania obciążenia. Walorem takiego rozwiązania jest również możliwość wykonywania badań na próbkach o różnych gabarytach materiału kostnego. Pozwala na jednoznaczne umiejscowienie badanej próbki na stanowisku zachowując każdorazowo równoległe położenie osadzonego trzpienia w tkance kostnej oraz równolegle położenie badanego obiektu od kierunku działania obciążenia.



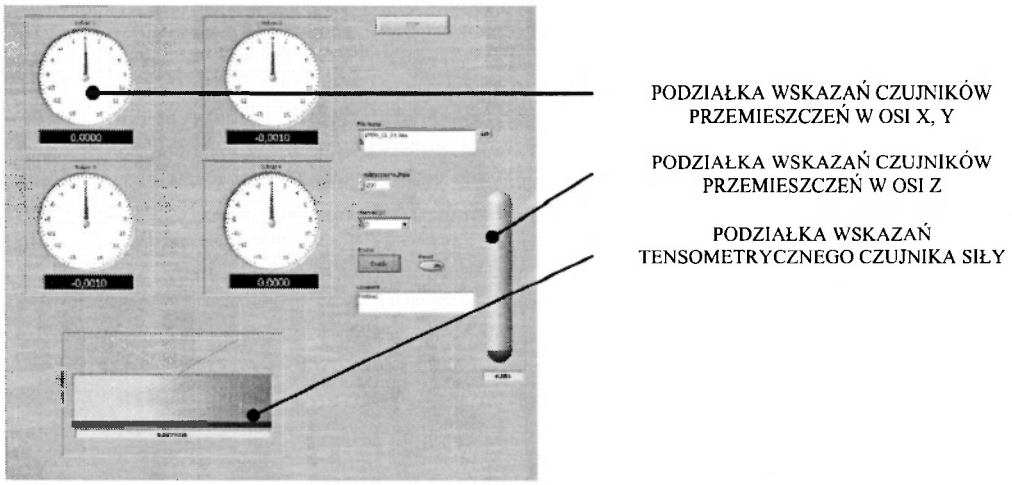
Rys. 3. Budowa układu obciążającego badany obiekt

Rozwiązanie konstrukcyjne stanowiska pozwala na automatyczny zapis uzyskanych wyników z zastosowanych przyrządów pomiarowych. Możliwości pomiarowe stanowiska zrealizowano przy wykorzystaniu aparatury pomiarowej (Tab.1), która pozwalała na rejestrowanie wartości wybranych własności badanego obiektu. Na podstawie uzyskanych wyników możliwe jest określenie opisu reakcji tkanki kostnej na działanie osadzonego w niej trzpienia implantu.

Tabela 1. Zestawienie wykorzystanej aparatury pomiarowej w stanowisku

Lp.	PPRZEZNACZENIE ZASTOSOWANEJ APARATURY POMIAROWEJ	TYP PRZYRZĄDU POMIAROWEGO	PARAMETRY PRZYRZĄDU POMIAROWEGO
1	Pomiar rekacji tkanki kostnej	Tensometryczny czujnik siły cl 14 produkcji zakładów elektroniki pomiarowej wielkości niieelektrycznych	Zakres pomiarowy:1 [kN]
			Klasa dokładności: 0.5
			Czułość: 1,1 [mv,V]
2	Pomiar przemieszczeń w kierunku działania obciążenia (oś z)	Czujnik przemieszczeń produkcji sony manufacturing system dg25b	Zakres pomiarowy:25 [mm]
			Powtarzalność: 0,001 [mm]
			Rozdzielczość: 0,0005 [mm]
3	Pomiar przemieszczeń w kierunku prostopadłym do działania obciążenia (oś x,y)	Cyfrowy czujnik przemieszczeń firmy sylvac	Zakres pomiarowy:12 [mm]
			Rozdzielczość: 0,001 [mm]
			Powtarzalność: 0,002 [mm]

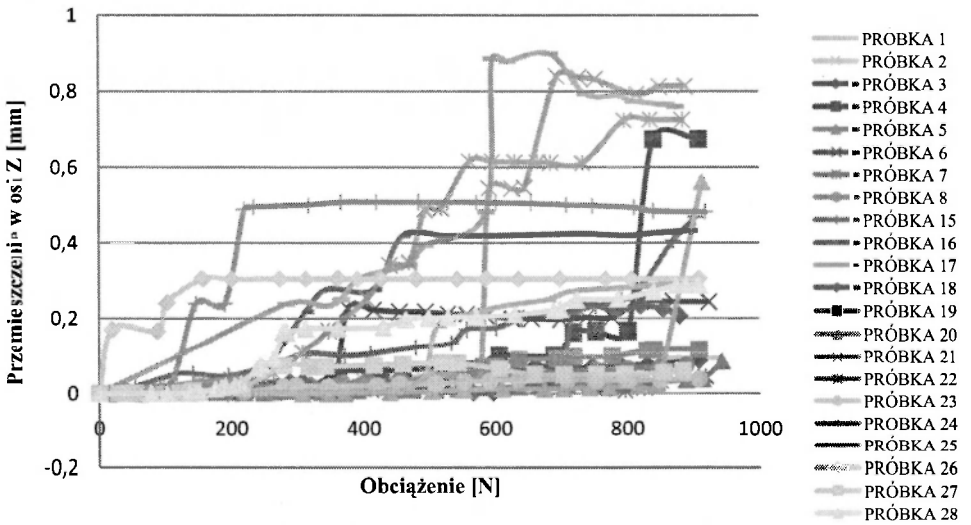
Wyniki rejestrowano automatycznie ze wszystkich przyrządów pomiarowych w czasie rzeczywistym przekazując dane za pośrednictwem interfejsu opracowanego w programie LAB View bezpośrednio do komputera (Rys. 4).



Rys. 4. Interfejs graficzny używany do automatycznej rejestracji wyników pomiarów

4. WERYFIKACJA ROZWIAZANIA KONSTRUKCYJNEGO STANOWISKA

Po pracach koncepcyjnych i projektowych wykonano stanowisko, na którym zamontowano wyspecyfikowane przyrządy pomiarowe, by następnie uruchomić cały system pomiarowy. Po seriach próbnych, które zweryfikowały rozwiązanie konstrukcyjne przeprowadzono badania na wcześniej przygotowanych próbkach. Wykorzystane w badaniach próbki odwzorowywały jednoznacznie bezcemetnowe połączenie trzpienia endoprotezy z tkanką kostna. Uzyskane wyniki z badań pozwoliły określić zależność przemieszczeń osadzonego trzpienia w względem tkanki kostnej w zależności od zadanego obciążenia [7].



Rys. 5. Przykładowe wyniki uzyskane z pomiarów

Opracowane stanowisko spełnią założone cele. Pozwala na określanie wielu parametrów charakteryzujących połączenie implant-kość. Daje możliwość poszukiwania zależności pomiędzy wybranymi własnościami tkanki kostnej, względem własnościami zastosowanego trzpienia implantu osadzonego w tej tkance kostnej. Wykonane na stanowisku testowanie rozwiązań prototypowych implantów, pozwala skrócić czas badań oraz odrzucić złe rozwiązania przed badaniami klinicznymi. Ekonomicznie uzasadniona jest wstępna ocena dobranego materiału na elementy implantu przed seriami próbnymi.[4,5,6].Konstrukcja stanowiska pozwala na ocenę doboru materiału przy wybranym rozwiązaniu konstrukcyjnym.

Modułowa budowa stanowiska pozwala na rozbudowę systemu zwiększając ilość mierzonych parametrów. Stanowisko ułatwi analizować procesy zachodzące na granicy tkanki kostnej a powierzchnią trzpienia osadzonego w tkance kostnej. Stanowisko daje możliwość weryfikować nowatorskie rozwiązania implantów przed badaniami klinicznymi a zarazem korygować techniczne rozwiązanie implantu na podstawie uzyskanych wyników danej wielkości opisującej osadzony trzpień implantu w tkance kostnej. Budowa stanowiska pozwala na rejestrowanie tych danych z których możliwa jest weryfikacja modelu matematycznego opisanego metodami elementów skończonych wybranego zjawiska biomedycznego.

LITERATURA

[1]Będziński R.: Biomechanika Inżynierska, zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław,1997

[2] Jasińska-CoromańskaD., Kołodziej D., Zaczyk M.: „Use of Active Systems In the Chosen Rechabilitation Examples", Ilmenau 2008

[3]Łaskawiec J., Michalik R.: Zagadnienia teoretyczne i aplikacyjne w implantach. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002

[4]Marczynski W.: Leczenie zaburzeń zrostu i ubytków tkanki kostnej. Wydawnictwo Bellona, Warszawa, 1995

[5]Mazurkiewicz A., Topolski T.: Ocenia zmian wartości modułu Younga kości gąbczastej w obliczeniach MES w funkcji i jej uproszczonego modelowania

[6]Werner A., Skalski K.: Projektowanie dopasowanych endoprotez stawu biodrowego z uwzględnieniem charakterystyki geometrycznej kości, Materiały XVI Szkoły Biomechaniki Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 2000

[7]Zaczyk M., Jasińska-Choromańska D.: Zjawisko kontaktu endoproteza-kość. Materiały II seminarium inżynierii wytwarzania, Kalisz, 2008

QUALITY RESEARCH WORKSTATION FOR THE MANDREL IMPLANT MOUNTING IN BONE TISSUE

Summary. There is presented the design solution of a workstation for experimental estimation of quality implant mounting in bone tissue. The publication describes a manner of realization of experimental research. The results of research will be a base of quality estimation for implant design solution, which is selected on base of individual characteristics of patient. The main workstation task became a capability of verification design solution of mandrel implant mounting in bone tissue.

Małgorzata ŻAK, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław

ENERGIA DYSSYPACJI PIERŚCIENIA WŁÓKNISTEGO KRĄŻKA MIĘDZYKRĘGOWEGO

Streszczenie. Znajomość właściwości mechanicznych pierścienia włóknistego krążka międzykręgowego odgrywa istotne znaczenie w określeniu przyczyn powstawania zmian degeneracyjnych w czasie pracy kręgosłupa.
Badania zewnętrznej struktury poprawnego fizjologicznie krążka międzykręgowego przeprowadzono w teście jednoosiowego rozciągania. Z otrzymanych charakterystyk mechanicznych wyznaczono zmiany wartości siły oraz energię dyssypacji.

1. WSTĘP

Przyczyną wzrastającej liczby osób uskarżających się na bóle kręgosłupa coraz częściej jest nie ergonomiczny styl pracy. Duże obciążenia oraz monotoniczność wykonywanych czynności wpływają na destabilizację krążka miedzykręgowego, który stanowi istotną część zapewniającą ruchomość i elastyczność całego kręgosłupa [2].

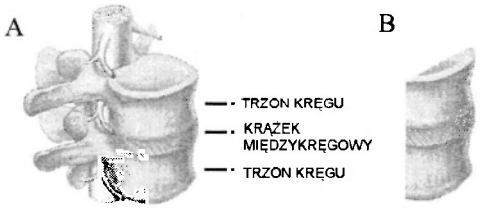
W budowie krążka międzykręgowego główne znaczenie odgrywa zewnętrznie położony pierścień włóknisty, którego blaszki składają się z równolegle ułożonych włókien kolagenowych [1,3].

Analiza pętli histerez pozwala na wyznaczenie strat energię powstałych w czasie obciążania i odciążenia próbki. Różnica pomiędzy polem krzywej obciążenia i odciążenia zwana energią dyssypacji pozwala na określenie m.in. właściwości mechanicznych tkanek biologicznych. Kompozytowa budowa pierścienia włóknistego wpływa na straty energii wynikające z wewnętrznych zmian zachodzących pomiędzy włóknami w czasie cyklicznego obciążania [4,5].

2. MATERIAŁ I METODA

Materiał badawczy stanowił odcinek lędźwiowy (L1-L5) kręgosłupa dzika w wieku ok. 2 lat i wadze ok. 80 kg, oczyszczony i podzielony na 4 segmenty (trzon – krążek – trzon) a następnie zamrożony w oddzielnych opakowaniach foliowych w temp -20°C, do czasu badań (Rys.1A). Próbki wycinano względem płaszczyzny czołowej, dzieląc każdy segment na dwie części przednią i tylną.

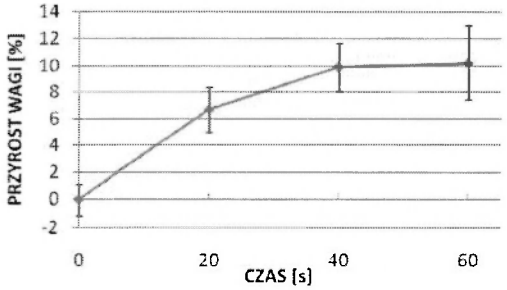
Z przednich części segmentu uzyskano 2 próbki zewnętrznych przednio – bocznych warstw pierścienia włóknistego krążka międzykręgowego fizjologicznie poprawnego (Rys.1B). W sumie uzyskano 7 próbek o średniej długości 4,98±1,12 mm, szerokości 14,42±1,15 mm i grubości 3,94±0,66 mm.



Rys. 1. a) Segment ruchowy kręgosłupa, b) badany element [6]

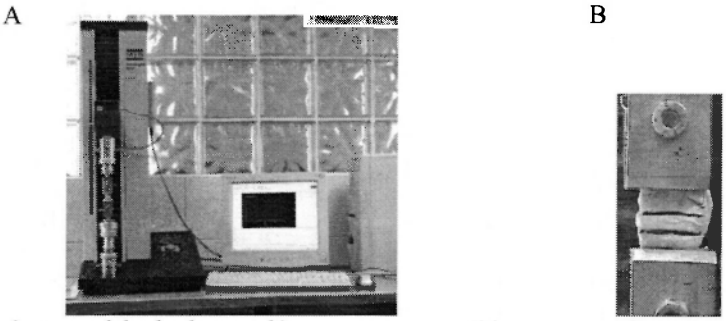
Przed testem mechanicznym próbki poddano procesowi uwodnienia w 0,15% roztworze soli fizjologicznej w temperaturze pokojowej. Prawidłowy pierścień włóknisty krążka międzykręgowego składa się w ponad 70% z wody, stąd istotne jest przywracanie prawidłowej koncentracji wody w badanych próbkach, ponieważ jej niedobór może wpłynąć niekorzystnie na przebieg testu mechanicznego [5].

Przyrost zawartości wody w badanej próbce wyznaczono na podstawie różnicy wagi suchej próbki a wagi próbki uwodnionej. Zaobserwowano istotny przyrost o 7% po upływie pierwszych 20 min od przebywania próbki w roztworze soli fizjologicznej i o 10% po upływie 40 min. Kolejny pomiar, po upływie 60 min, nie wykazał dalszego wchłaniania wody przez próbkę (Rys.2).



Rys. 2. Krzywa przyrostu zawartości wody w próbce pierścienia włóknistego krążka międzykręgowego

Kilkuwarstwowe blaszki pierścienia włóknistego wraz z fragmentem trzonu kręgu montowano w maszynie wytrzymałościowej MTS Synergie 100 za pomocą specjalnych uchwytów (Rys. 3).

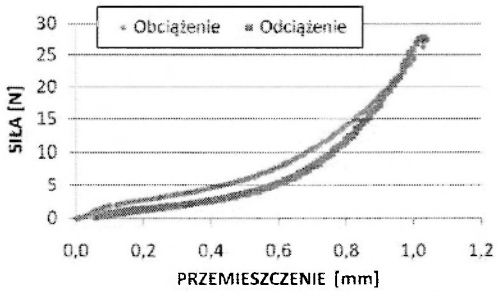


Rys. 3. a) stanowisko badawcze b) zamocowana próbka w maszynie wytrzymałościowej

Preparaty poddano jednoosiowemu rozciąganiu z prędkością 0,5 mm/s, aż do ich zerwania. Przed każdym testem wykonano 5 cykli obciążenia i odciążenia wstępnego próbki do przemieszczenia 1 mm.

3. WYNIKI

Na podstawie otrzymanych wartości wydłużenia próbki i odpowiadających im wartości siły wyznaczono krzywe siła – przemieszczenie kolejno następujących po sobie pętli histerez dla, których określono maksymalną siłę i energie dyssypacji (Rys. 4).

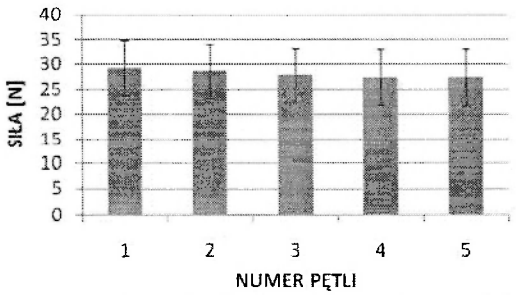


Rys. 4. Przykładowa pętla histerezy wstępnego obciążenia i odciążenia próbki w teście jednoosiowego rozciągania

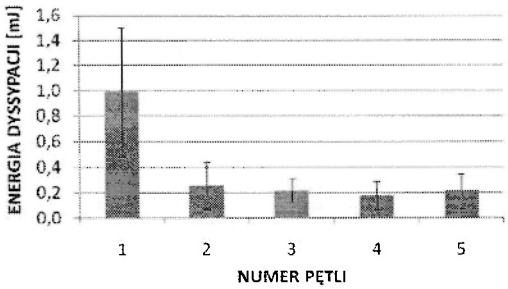
Energię dyssypacji kolejnych pętli histerez wstępnych wyznaczono jako pola powierzchni ograniczone maksymalną wartością siły uzyskaną dla przemieszczenia 1 mm.

Wszystkie uzyskane wyniki opracowywano statystycznie (pakiet OriginPro 8) i przedstawiono w postaci wartości średnich wraz z odchyleniami standardowymi (X ± SD).

Analizując zmiany wartości siły w kolejnych pętlach nie zaobserwowano istotnych różnić. Pierwsze 3 pętle odznaczają się zbliżoną wartością w granicach 29÷28N natomiast dla pętli 4 i 5 wartość ta wyniosła nieco ponad 27N (Rys.5).



Rys. 5. Zakres maksymalnej siły w kolejnych pętlach histerez



Rys. 6. Energia dyssypacji kolejnych pętli histerezy wstępnego obciążenia i odciążenia próbek w teście jednoosiowego rozciągania

Zmiana energii dyssypacji w kolejnych pętlach wykazała znaczną utratę energii w pierwszej pętli w granicach 0,99±0,51mJ w porównani do pozostałych wykazujących dużo mniejsze wartości nie przekraczające 0,25mJ (Rys. 6).

Dla pętli 2 wartość ta była mniejsza o ponad 74% a dla pętli 3 ponad 77% od wartości uzyskanej dla początkowej pętli. Najmniejszą utratę energii uzyskano dla pętli 4 ponad 80%. Zaobserwowano również nieznaczny wzrost rozproszonej energii dla ostatniej histerezy obciążenia i odciążenia wstępnego o 3% (0,21±0,14mJ) w porównaniu do histerezy pętli 4 (0,18±0,11mJ).

4. PODSUMOWANIE

Przeprowadzone badania pozwoliły na ocenę ilościową strat energii dyssypacji powstałych w cyklach wstępnego obciążenia pierścienia włóknistego fizjologicznie poprawnego krążka międzykręgowego. Pętle histerez charakteryzują się zbliżonymi wartościami maksymalnej siły, przy czym niezależnie od jej wartości zaobserwowano spadek energia dyssypacji w następujących po sobie cyklach.

Wprowadzając wstępne obciążania i odciążania zmniejszamy wpływ właściwości lepkosprężystych zachodzących między włóknami a otaczającą je strukturą tworzącą rodzaj matrycy, przywracając tym samym fizjologiczne warunki pracy pierścienia włóknistego. Informacje o wartościach rozpraszanej energii pozwalają na lepsze określenie właściwości mechanicznych zwłaszcza wartości naprężenia i modułu sprężystości w czasie pracy całej struktury.

LITERATURA

[1] Adams M.A., Green T.P.: Tensile properties of the annulus fibrosus. I The contribution of fibre-matrix interactions to tensile stiffness and strength. Eur Spine J, 1993; 2:203-208.
[2] Dziak A., Tayara S.: Bóle krzyża. Kraków: KASPER, 1997.
[3] Green T.P., Adams M.A., Dolan P.: Tensile properties of the annulus fibrosus. II Ultimate Tensile Strength and Fatigue life. Eur Spine J, 1993; 2:209-214.
[4] Nuckley D.J., Kramer P.A., Resario A.D., Fabro N., Baran S., Ching R.P.: Intervertebral disc degeneration in naturally occurring primate model: radiographic and biomechanical evidence. J Orthop Res 2008; 23:1283-1288.
[5] Thompson R.: Mechanical effects of degeneration in lumbar intervertebral disc. PhD Thesis, Queensland University of Technology, 2002.
[6] http://www.atlantaspineinstitute.com/6154/1.htm

DISSIPATED ENERGY IN ANNULUS FIBROSUS OF INTERVERTEBRAL DISC

Summary. Knowledge of mechanical properties of annulus fibrosus play essential role to understanding effect of degenerative changes in the intervertebral disc at work of the spine. Samples of outer annulus fibrosus nondegenerate discs were tested destructively in uniaxial tensile tests. From the mechanical characteristics curves were determined: value of load and energy dissipation.

Edyta KRZYSTAŁA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

OCHRONA PRZECIWMINOWA ZAŁOGI POJAZDÓW SPECJANYCH

Streszczenie. W artykule zaprezentowano wprowadzenie do zagadnienia ochrony przeciwminowej załogi w pojazdach specjalnych. Scharakteryzowano zagrożenia wynikające z oddziaływania fali uderzeniowej wybuchu na załogę pojazdów opancerzonych, przedstawiono tendencje rozwojowe w szczególności wewnętrznych środków ochrony przeciwminowej oraz przedstawiono założenia do dalszych badań eksperymentalno – numerycznych.

1. WSTĘP

Miny lądowe oraz improwizowane urządzenia wybuchowe są obecnie najskuteczniejszą, śmiercionośną bronią w niesymetrycznych konfliktach zbrojnych. Najbardziej znanym konfliktem tego typu jest wojna w Iraku i Afganistanie. Wojskowe pojazdy samochodowe, poruszające się w strefie konfliktu zbrojnego powinny spełniać odpowiednie wymagania co do ochrony balistycznej. Obecnie dokumentem, zawierającym wymagania co do ochrony balistycznej w pojazdach opancerzonych jest umowa standaryzacyjna STANAG 4569 „Poziomy zabezpieczenia osób znajdujących się w logistycznych i lekkich pojazdach opancerzonych". Zatem zgodnie z obowiązującymi dokumentami zapewnienie odpowiedniej ochrony przeciwminowej staje się podstawowym kryterium rozwoju nowoczesnych konstrukcji pojazdów wojskowych [1-5].

Minimalizowanie skutków wybuchu min należy rozpatrywać jako zagadnienie złożone, na które składa się wiele czynników, w tym odpowiednia odzież ochronna żołnierzy, siedziska absorbujące energię, modyfikacje konstrukoji pojazdu, czy innowacyjne materiały pochłaniające energię wybuchu. Istotą rozwoju metod i środków ochrony przeciwminowej jest identyfikacja wpływu oddziaływania fali uderzeniowej na konstrukcje pojazdu a przede wszystkim jego załogę. Informacje na temat przeciążeń pochodzących od oddziaływania wybuchu min lądowych na człowieka są trudno dostępne lub niewystarczająco szczegółowe, dlatego pojawia się potrzeba prowadzenia badań eksperymentalnych oraz modelowych.

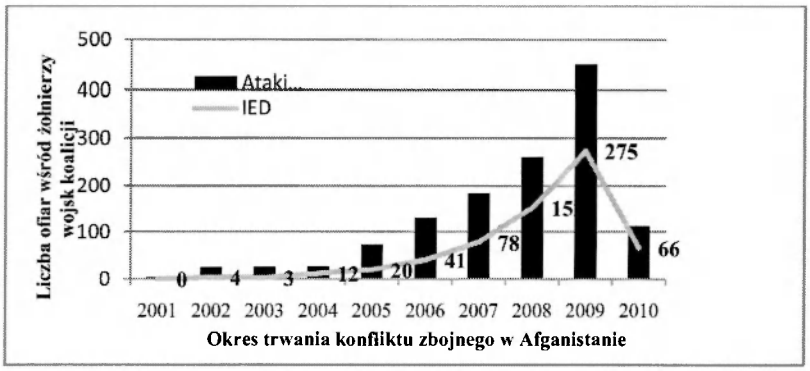
2. ANALIZA WPŁYWU FALI UDERZENIOWEJ WYBUCHU NA KONSTRUKCJĘ POJAZDÓW SPECJALNYCH

Wybuch min lądowych oraz prowizorycznych urządzeń wybuchowych (IED) pod pojazdem powoduje powstawanie fali uderzeniowej wybuchu, która rozchodząc się we wszystkich kierunkach szybciej niż prędkość dźwięku doprowadza do zniszczenie konstrukcji pojazdu, a następnie powodując przeciążenia wewnątrz przedziału załogowego [6].

W zależności od masy ładunku i rodzaju inicjacji, połączenie fali wybuchu oraz powstałych odłamków powoduje impulsowe obciążenia dna pojazdu. Impuls ten w kilka milisekund skutkuje wysokim przyspieszeniem powodując urazy a nawet śmierć załogi [1], [2], [3].

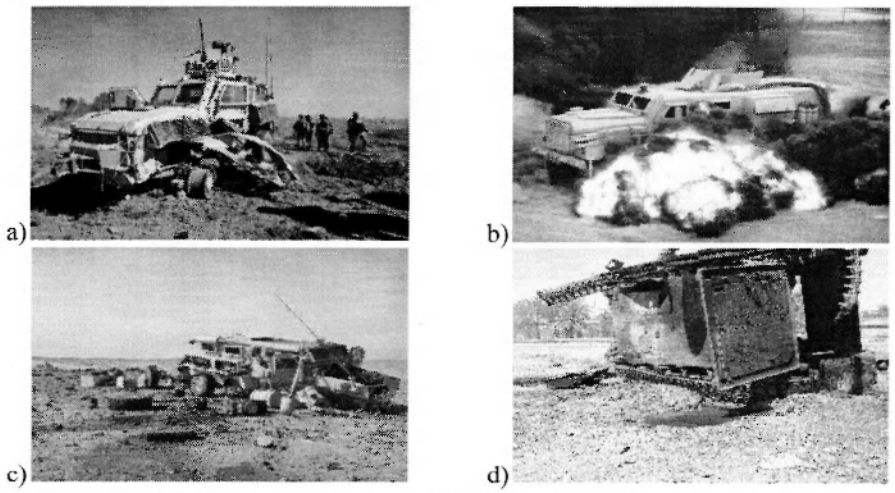
Przedstawiony problem jest bardzo istotny oraz wymagający szybkiego rozwiązania, gdyż analizując statystyki obecnych konfliktów zbrojnych w Iraku czy Afganistanie (http://icasualties.org/) szacuje się, że w około 50% przypadkach, miny lądowe

oraz improwizowane urządzenia wybuchowe (IED) stanowiły główną przyczynę śmierci bądź poważnych urazów żołnierzy, w tym polskich, uczestniczących w obecnych konfliktach zbrojnych. Rys. 1 przedstawia lawinowo rosnącą liczbę ofiar, na skutek eksplozji min lądowych oraz IED wśród żołnierzy uczestniczących w działaniach zbrojnych Afganistanie w latach 2001 - 2010.



Rys. 1. Liczba ofiar wśród żołnierzy walczacych w Afganistanie, którzy zginęli na skutek wubuchu min lądowych bądź prowizorycznych urządzeń wybuchowych w latach 2001 - 2010 (opracowano na podstawie danych dostępnych na www.icasulaieties.org 11.03.2010)

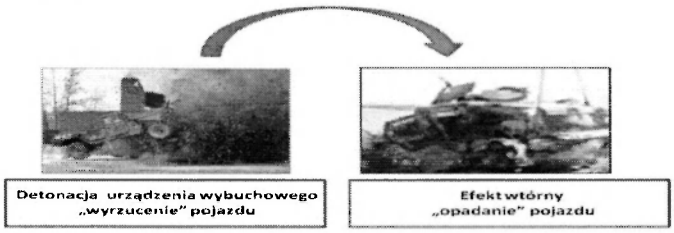
Konstrukcja pojazdów wojskowych wykorzystywanych w strefie działań zbrojnych narażona jest na oddziaływanie fali uderzeniowej powstałej w wyniku wybuchu mi lądowych oraz prowizorycznych urządzeń wybuchowych pod kołami, kadłubem lub z boku pojazdu. Zagrożenia tego typu wymusiły wprowadzenie na wyposażenie wojska pojazdów odpornych na skutki eksplozji ładunków wybuchowych. Na rys.2 a) - 2d) przedstawiono przykładowe pojazdy MRAP (Mine Resistant Ambush Protected) będące na wyposażeniu wojsk walczących we współczesnych konfliktach zbrojnych, a które uległy uszkodzeniu w wyniku działań partyzanckich (we wszystkich przypadkach załoga przeżyła).



Rys. 2. Przykłady pojazdów kategorii MRAP, które uległy zniszczeniu w wyniku eksplozji ładunków wybuchowych w trakcie trwania obecnych konfiktów zbrojnych [5, 8]

3. ANALIZA WPŁYWU FALI UDERZENIOWEJ WYBUCHU NA ZAŁOGĘ POJAZDÓW SPECJANYCH

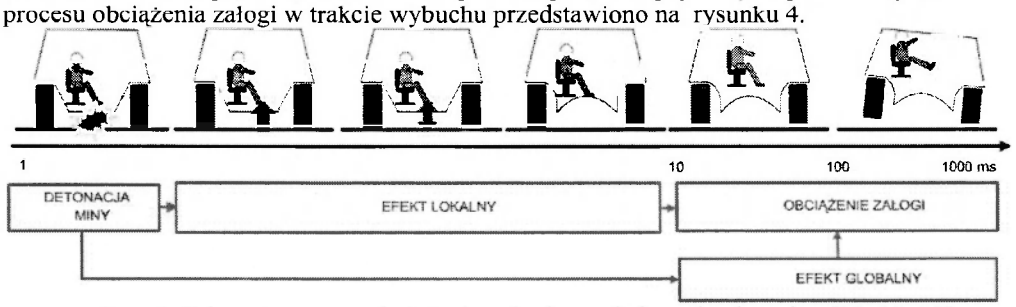
Wybuch miny przeciwpancernej pod kadłubem pojazdu może powodować następujące skutki: efekt lokalny, efekt globalny, „wyrzut" pojazdu, oraz efekt wtórny, czyli jego opadanie (rys. 3) [3].



Rys. 3. Schemat przedstawiający skutki wybuchu miny lądowej pod pojazdem [3, 9]

Efekt lokalny powstaje po inicjacji wybuchu pod pojazdem. Tworząca się fala uderzeniowa wybuchu uderza w dno pojazdu po około 0,5 ms. Następnie odbijając się powoduje miejscowe (lokalne) impulsowe przeciążenia. Po około 5 ms po detonacji następuje odkształcenie dna pojazdu, a uginająca się płyta powoduje w następstwie deformacje ścian bocznych konstrukcji pojazdu [3, 10, 11]. Fala uderzeniowa rozchodząca się z prędkością szybszą niż prędkość dźwięku powoduje drgania całej konstrukcji pojazdu, a następnie powodując przeciążenia wewnątrz przedziału załogowego [6]. W przypadku efektu globalnego odbijająca się fala wybuchu powoduje „wyrzucenie" całego pojazdu. Efekt globalny następuje po około 10 do 20 ms po detonacji. Pojazd po osiągnięciu maksymalnej wysokości wyrzutu, która zależy między innymi od masy pojazdu oraz wielkości ładunku, następuje opadanie pojazdu po około 100 do 300 ms. Skutkiem wybuchu ładunku w pobliży pojazdu może być również wywrócenie pojazdu [3, 10, 11].

Zagrożenie załogi w pojazdach uzależnione jest od wpływu efektu lokalnego (uderzenie i odkształcenie dna pojazdu) oraz efektu globalnego (ruch pojazdu). Uproszczony schemat procesu obciążenia załogi w trakcie wybuchu przedstawiono na rysunku 4.



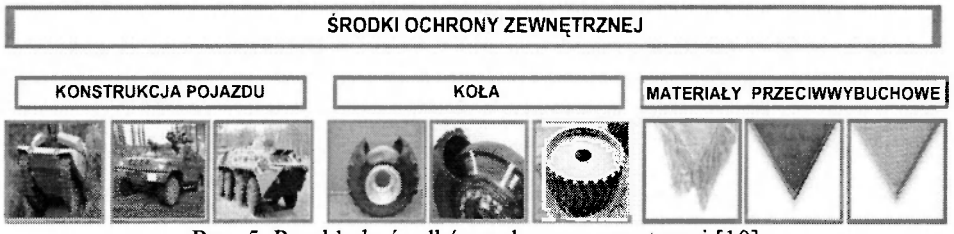
Rys. 4. Schemat procesu obciażenia załogi w trakcie wybuchu miny [10, 11, 13]

Stopień zagrożenia pasażerów zależy od odległości pomiędzy ofiarą i miejscem detonacji, konstrukcji pojazdu, a w szczególności jego dna, oraz zamocowania i rodzaju siedziska. Podczas wybuchu najbardziej narażone na urazy są kończyny dolne. Spowodowane jest to najbliższym położeniem od miejsca detonacji [5, 12]. Eksplozja powoduje wyrzucenie ciała pasażera w górę, w zależności od siły oddziaływania siedziska, a to skutkuje urazami głowy oraz kręgosłupa prowadzącymi do kalectwa a nawet śmierci [5, 13].

4. ŚRODKI OCHRONY PRZECIWMINOWJE W POJAZDACH SPECJANYCH

Minimalizowanie skutków wybuchu min przeciwpancernych należy rozpatrywać jako zagadnienie ochrony złożonej, na którą składa się wiele czynników w tym odzież ochronna żołnierzy, siedziska absorbujące energię, modyfikacje konstrukcji pojazdu, np. dno pojazdów kołowych w kształcie litery 'V', innowacyjne materiały pochłaniające energię wybuchu, jak również specjalnie wzmacniane koła [5, 10, 13, 14].

Minimalizowanie skutków wybuchu min można rozpatrywać również poprzez środki ochrony zewnętrznej oraz wewnętrznej. Zadaniem środków ochrony zewnętrznej (rys. 5) jest absorbowanie i odbijanie energii wybuchu w celu zminimalizowania wymuszenia przenoszonego do wnętrzna przedziału załogowego. Przykładem środków ochrony zewnętrznej w przypadku pojazdów kołowych są przede wszystkim deflektory V - denne.



Rys. 5. Przykłady środków ochrony zewnętrznej [10]

Wśród najistotniejszych środków ochrony wewnętrznej (rys. 6) należy wymienić specjalne systemy siedzisk absorbujących energię oraz podkładki energochłonne pod kończyny dolne [13, 14].



Rys. 6. Przykłady środków ochrony wewnętrznej [10]

Siedziska pochłaniające energię występują w różnej konfiguracji, tzn. mogą być zamocowane do podłogi, burty lub dachu pojazdu. Zarówno sposób, jak i miejsce zamocowania siedziska stanowią istotny czynnik wpływający na efektywność ochrony załogi. Na rysunkach 7 a) – 1 d) pokazano przykładowe rodzaje siedzisk firmy Allen Vanguard [9].



Rys. 7. Przykłady wybranych siedzisk absorbujących energię z uwzględnieniem ich sposobu zamocowania: a) siedzenie kierowcy przymocowane do podłogi, b) siedzenie załogi przymocowane do burty, c) siedzenie załogi przymocowane do dachu pojazdu, d) siedzenie

dowódcy przymocowane do dachu [9].

Zadaniem siedzisk pochłaniających energię wybuchu jest nie tylko przejęcie i absorbowanie wymuszeń, ale również wytłumienie skutków gwałtownego uderzenia opadającego pojazdu po wyrzucenia go w wyniku eksplozji [1, 2, 3, 9].

5. BADANIA EKSPERYMENTALNO - NUMERYCZNE

Zjawisko oddziaływania fali uderzeniowej na pojazdy opancerzone jako problem badawczy jest złożone. W celu rozwoju nowoczesnych, skutecznych środków ochrony przeciwminowej pojazdów specjalnych, wymagane jest w pierwszej kolejności poznanie skutków oddziaływania fali uderzeniowej wybuchu nie tylko na dno pojazdu ale przede wszystkim na jego załogę. Badania identyfikujące przeciążenia działające na pasażerów pojazdów wojskowych prowadzone są zgodnie z dokumentem RSA-MIL-STD-37. Dokument ten zawiera metodologię przeprowadzania badań, wykaz niezbędnej aparatury, jak również sposób weryfikacji zagrożenia załogi spowodowanej wybuchem min. Dane dotyczące przeciążeń wynikających z oddziaływania wybuchu min lądowych na człowieka są trudno dostępne lub niewystarczająco szczegółowe, dlatego pojawia się potrzeba prowadzenia badań eksperymentalnych oraz modelowych. Ze względu na zagrożenie życia nie ma możliwości przeprowadzania eksperymentów przy udziale ludzi, zatem metodologia tych badań odwołuje się do symulacji zjawisk dynamicznych w przemyśle samochodowym lub lotnictwie z zastosowaniem specjalistycznych manekinów. Identyfikacja zachowania się załogi pojazdów specjalnych pod wpływem wybuchu miny przeciwpancernej jest konieczna w celu poszukiwania najlepszego rozwiązania konstrukcyjnego, a wyniki badań modelowych oraz symulacji numerycznych posłużą do walidacji przyjętej koncepcji

W ramach pracy planuje się opracowanie modelu biodynamicznego człowieka umożliwiającego ilościowe zidentyfikowanie przeciążeń działających na załogę w miejscach najbardziej narażonych na urazy w charakterystycznych antropometrycznych punktach ciała. Model dynamiczny człowieka zastosowany będzie w celu zasymulowania zachowania się załogi na skutek oddziaływań impulsowych wywołanych wybuchem miny lądowej pod centralną częścią kadłuba. Właściwa ocena skutków tego typu eksplozji jest znacząca do projektowania nowych środków ochrony załogi.

6. PODSUMOWANIE

Pojazdy wojskowe i ich wyposażenie powinno być zaprojektowane z uwzględnieniem zasad ergonomii, które są znaczące dla bezpieczeństwa załogi. Po pierwsze, należy zapewnić nienaruszalność konstrukcji pojazdu oraz przedziału załogi, a po drugie określić stopień zagrożenia i zapewnić przeżycie członków załogi.

Efektem badań i rozwoju ochrony przeciwminowej załogi pojazdów specjalnych jest przede wszystkim identyfikacja przeciążeń działających na załogę w charakterystycznych antropometrycznych punktach ciała, ustalenie krytycznych wymuszeń a następnie opracowanie sposobu minimalizowania skutków tych wymuszeń.

Badania modelowe, symulacje numeryczne oraz weryfikacja wyników na podstawie badań doświadczalnych umożliwią lepsze poznanie interakcji wybuch miny - pojazd – załoga oraz ocenę urazów pasażerów w wyniku oddziaływania fali uderzeniowej na strukturę pojazdu. Badania te przyczynią się do poprawy bezpieczeństwa załogi pojazdów wojskowych.

LITERATURA

[1] Reineckea JD, Snymana IM, Ahmeda R, Beetgeb FJ: Vehicle landmine protection validation testing, A CSIR Defence, Peace, Safety and Security, PO Box 395, Pretoria, 0001,

[2] Reinecke JD, Snymam IM, Ahmed R, Beetge FJ: A safe and secure South Africa Vehicle landmine protection validation testing,

[3] RTO Technical Report TR – HJN - 090 TECHNICAL REPORT TR-HFM-090 Test Methodology for Protection of Vehicle Occupants against Anti-Vehicular Landmine Effects,

[4] Szudrowicz M.: Skuteczność opancerzenia pojazdów, Wojskowy Instytut Techniczny str. 52-56,

[5] Fallet R.: Mine explosion and blast effect on vehicle analysis of the potential damages o passengers 2nd European HyperWorks Technology Conference, Strasbourg September 30th – October 1st , 2008,

[6] Mikulic D., Stojakovic V., Gasparic T.: Modelling of all protected vehicles. 4th DAAAM International Conference on Advanced Technologies for Developing Countries, September 21 – 24, 2005, Slavonski Brod, Croatia

[7] www.icasualities.org 11.03.2010r.,

[8] http://www.defensetech.org/images/MRAP-blast.jpg 02.04.2010r.,

[9] Blast attenuation seat system The next step in a crew survivability programs, Technical Brochure Allen Vanguard, 30.09.2009,

[10] Kania E.: Developmenta tendency of landmine protection devices, Modelling and Optimization of Physical Systems 8, pp. 67-72, Gliwice 2009

[11] Kania E.: "Analysis of the influence of the shock wave of the blast on the occupant of military vehicles", 12th International Scientific Conference Applied Mechanics 2010 str. 71 – 74, Jablonec nad Nisou 2010, 19th – 21th April 2010;

[12] Injuries from Antitank Mines in Southern Croatiahttp://findarticles.com/p/articles/mi_qa3912/is_200404/ai_n9394518/

[13] Gildenhuys C.,: The Future of Light and Medium Armour in the Land Operational Environment for the South African Army, Conference Materials at 8th Annual Light and Medium Armoured Vehicles 2-6 February 2009 London,

[14] Hönlinger M., Glauch U., Steger G.: Modelling and Simulation in the Design Process of Armored Vehicles, Paper presented at the RTO AVT Symposium on "Reduction ofMilitary Vehicle Acquisition Time and Cost through Advanced Modelling and VirtualSimulation", held in Paris, France, 22-25 April 2002, and published in RTO-MP-089,

PROTECTION OF THE OCCUPANTS IN THE MILITARY VEHICLES

Summary In the article an introduction to the issue of the protection of the occupants in the military vehicle is presented. Threat of the occupants which is caused by the shock wave of mine blast, developmental tendency, especially of the internal mine protection devices and assumption to the next experimental – numerical researches are presented as well.