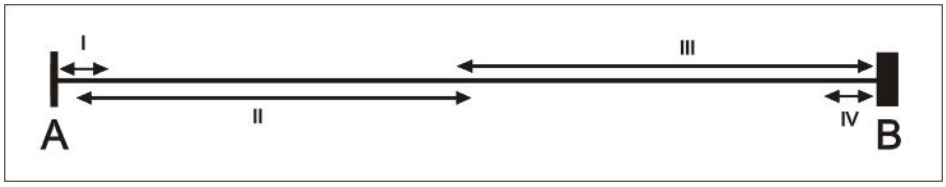
Wacław ADAMCZYK, Dominika SZYMAŃSKA, Studenckie Koło Naukowe Analizy Ruchu przy Katedrze Motoryczności Człowieka, Zakład Biomechaniki, AWF Katowice

WPŁYW MOBILIZACJI TYLNO-PRZEDNIEJ W ODCINKU LĘDŹWIOWYM KRĘGOSŁUPA NA ZAKRES ZGIĘCIA

1. WSTĘP

Jedną z metod leczenia zachowawczego jest terapia manualna (TM), określana czasami jako „bezkrwawa chirurgia narządu ruchu" [6]. Na przestrzeni ostatnich 60 lat dało się zaobserwować znaczny postęp w rozwoju tej gałęzi medycyny. Powstało wiele „szkół" i metod terapii manualnej, jedną z nich jest podejście zaproponowane przez australijskiego fizjoterapeutę Geoffrey'a Maitlanda [7]. Narzędzia do pracy w tej metodzie stanowią różnego rodzaju techniki „mobilizacji" – są to serie biernych i wprawnych ruchów wykonywanych na stawach [2].

Maitland opisał system 5 różnych stopni mobilizacji uwzględniając kryterium zakresu i częstotliwości wykonywanego ruchu oraz przyłożonej siły [1]. Stopnie I – IV odnoszą się do tzw. „technik oscylacyjnych", natomiast stopień V dotyczy szybkiej techniki „z impulsem".



Rys. 1. Stopnie mobilizacji. A – początek, B – koniec zakresu ruchu [1]

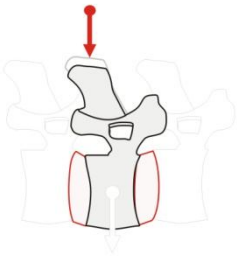
Wykonanie mobilizacji niesie za sobą korzystne efekty neurofizjologiczne, psychologiczne i mechaniczne [8,5]. Te ostatnie sprawdzają się w leczeniu dysfunkcji objawiających się bólem i zmniejszoną ruchomością w stawie – hipomobilnością [7,3,4]. W badaniu wykorzystano stopień „3" czyli oscylacyjny ruch o dużej amplitudzie wykonywany do końca dostępnego zakresu ruchomości. Mobilizacja została wykonana w sposób centralny w kierunku tylno-przednim (postero-anterior central vertebral pressure) [1].

2. METODYKA BADAŃ

W badaniach wzięło udział 7 mężczyzn (średnia wieku 22,5 [lata], przedział 22 – 25 [lata], średnio masa 84,14±8,74 [kg], wzrost 179,71±6,01[cm]). Badani w przeszłości nie przebyli urazów kręgosłupa, nie zgłaszali także żadnych dolegliwości bólowych. Wszyscy ochotnicy wyrazili zgodę na przeprowadzenie testu i mobilizacji.

Wykorzystano „mobilizację" tylno-przednią wg koncepcji Maitland'a w stopniu „3" – czyli ruch o dużej amplitudzie wykonywany do końca dostępnego zakresu ruchomości [1]. Terapeuta przykładał rękę – dokładnie okolicę kości haczykowatej (technika *hamatum*) na

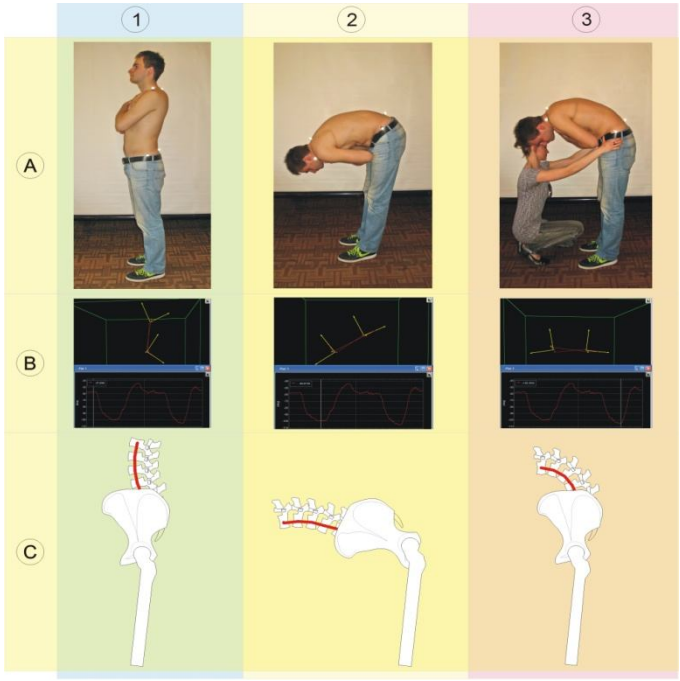
wyrostek kolczysty pierwszego kręgu lędźwiowego. Używając pionowo skierowanej siły starano się uzyskać maksymalny ruch w segmentach utworzonych przez kręg „L1”.



Rys. 2. Sposób przykładania siły podczas mobilizacji

Badanie polegało na przeprowadzeniu dwóch prób – maksymalny skłon tułowia, przed i po „mobilizacji”. Dokonano pomiaru względnego kąta zgięcia jako kąta pomiędzy dwoma płaszczyznami. Pierwsza z nich była utworzona przez trzy markery (pasywne) w obrębie pasa miednicznego (dwa na talerzach biodrowych, jeden na kości krzyżowej) natomiast druga przez markery w obrębie górnej części ciała (dwa na wyrostkach barkowych, jeden na wyrostku kolczystym kręgu „C7”). W każdej próbie ruch skłonu tułowia wykonywany był dwukrotnie: pierwszy polegał na wykonaniu maksymalnego zgięcia całego tułowia w płaszczyźnie strzałkowej, a w drugim miednica osoby badanej była ręcznie stabilizowana.

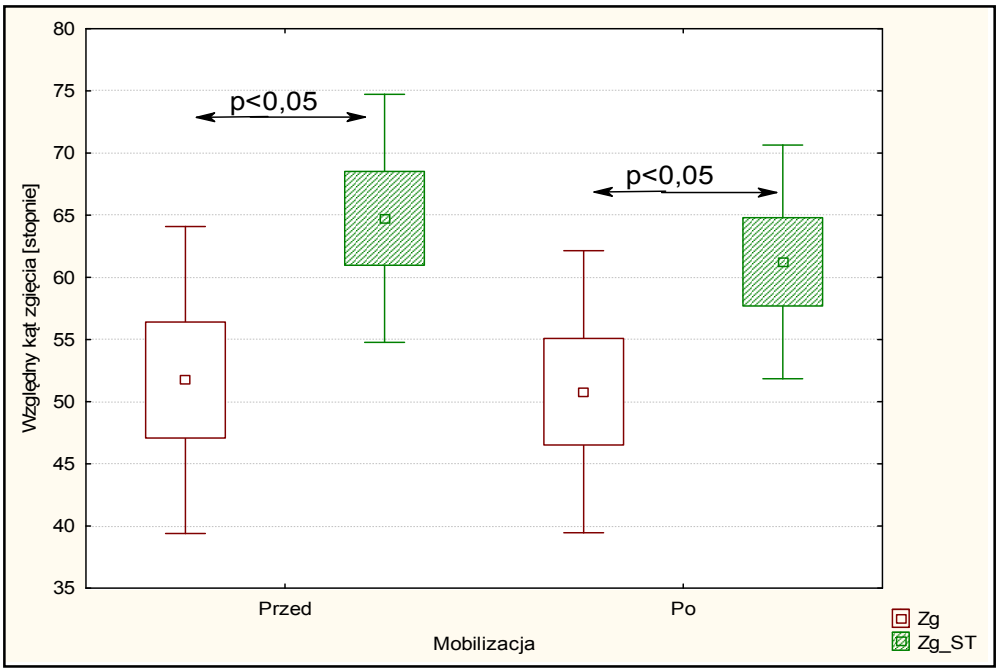
Do rejestracji wartości kątowych zastosowano system analizy ruchu BTS Smart-E z 6-ma kamerami działający w zakresie promieniowania podczerwonego o częstotliwości 120Hz. Opisany wcześniej układ markerów pozwolił na wyznaczenie przebiegu zmian względnego kąta między obręczą barkową i miedniczną w płaszczyźnie strzałkowej. Protokół pomiarowy i analiza zapisów prowadzona była za pomocą oprogramowania Smart Analyzer.



Rys. 3. A) zdjęcie, B) obraz z programu BTS Smart Analyzer, oraz C) schemat kręgosłupa i obręczy miedniczej w płaszczyźnie strzałkowej w 1) pozycji wyjściowej, 2) zgięciu bez stabilizacji i 3) zgięciu ze stabilizacją miednicy

3. WYNIKI BADAŃ

Nie stwierdzono znaczącej statystycznie różnicy w zakresie ruchomości odcinka lędźwiowego przed mobilizacją i po niej, co sugeruje brak bezpośredniego wpływu zastosowanej mobilizacji na zmianę zakresu ruchomości w odcinku lędźwiowym kręgosłupa (rys.4). Interesującym wynikiem wydaje się być zwiększenie zakresu zgięcia podczas próby w której stabilizowano miednicę. Pozornie mogło by się wydawać, że to próba z uwolnioną miednicą i jednocześnie zachodzącym ruchem w stawach biodrowych powinna charakteryzować się większym zakresem ruchu w odcinku lędźwiowym.



Rys. 4. Względne wartości zakresu zgięcia kręgosłupa przed i po mobilizacji oraz z uwzględnieniem stabilizacji obręczy miednicznej. Zaznaczono różnice istotne statystycznie ($p<0,05$, test T)

4. WNIOSKI

Wykorzystane w badaniach parametry mobilizacji okazały się nie mieć wpływu na zakres zgięcia lędźwiowego odcinka kręgosłupa, co może sugerować nie odpowiednią intensywność i częstotliwość wykonanego zabiegu. W przyszłości należałoby ocenić także wpływ mobilizacji przednio – tylnej na pacjentów ze stwierdzonym deficytem zgięcia w odcinku lędźwiowym kręgosłupa – być może brak efektywności zabiegu wynika z nieodpowiednio dobranej grupy badawczej. W badaniu uzyskano także pewien kontrast wyników. Zaobserwowane różnice w pomiarach można wytłumaczyć na kilka sposobów. W koncepcji T. Myers'a [9], maksymalne zgięcie tułowia w płaszczyźnie strzałkowej przy zaryglowanych w wyproście stawach kolanowych, powoduje maksymalne rozciągnięcie tzw. „taśmy powierzchownej tylnej" – szeregu połączonych ze sobą mięśni i powięzi ulokowanych w tylnej części ciała. M. Shacklock [11] wspomina o mechanicznym napięciu tkanek nerwowych podczas przyjmowania tej samej pozycji. Pełny zakres zgięcia w odcinku lędźwiowym zwiększa napięcie w obrębie opony twardej nawet do 30%, a o 16% w obrębie korzeni nerwowych części krzyżowej kręgosłupa [10]. Stąd długie przebywanie w tej pozycji

może powodować niedokrwienie i upośledzenie funkcji układu nerwowego [11]. Być może wzmożone ochronne napięcie mięśni powoduje mniejszy zakres ruchu.

5. LITERATURA

[1] Maitland GD: *Vertebral Manipulation*, London, 1964, Butterworth.
[2] American Physical Therapy Association (APTA): Guide to physical therapist practice, ed 2, *Phys Ther* 81:9-746, 2001.
[3] Sims-Williams H, Jayson MIV, Yong SMS, et al: Controlled trial of mobilization and manipulation for patients with low back pain in general practice, *BMJ* 11: 1338-1340, 1978.
[4] Gavin D: The effect of joint manipulation techniques on active arrange of motion in the mid-thoracic spine of asymptomatic subjects, *J Manual Manipulative Ther* 7:114-122, 1999.
[5] Adams MA, Bogduk N, Burton K, et al: *The Biomechanics of Back Pain*, ed 2, Edinburgh, 2006, Churchill Livingstone.
[6] Lewit K: *Leczenie manualne zaburzeń czynności narządu ruchu*, Warszawa 1984, PZWL
[7] Paris SV: A history of manipulative therapy, *JMMT* 8(2):66-77, 2000.
[8] Paris SV: Spinal manipulative therapy, *Clin Orthop Related Res* 179:55-61, 1983.
[9] Myers TW: *Anatomy Trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists*. Edinburgh, 1987, Churchill Livingstone.
[10] Louis R: Vertebroradicular and vertebromedullar dynamics, *Anatomia Clinica* 3:1-11, 1981.
[11] Shacklock M: *Clinical Neurodynamics*, Edinburgh, 2005, Elsevier

THE INFLUENCE OF POSTERIOR – ANTERIOR MOBILISATION IN LUMBAR PART OF VERTEBRAL COLUMN ON RANGE OF FLEXION

Michał BIENIOSZEK, Koło Biomechatroniki Przy Katedrze Biomechatroniki
Bożena GZIK-ZROSKA, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice
Józef DZIELICKI, Śląski Uniwersytet Medyczny

ANALIZA STANU NAPRĘŻEŃ KURZEJ KLATKI PIERSIOWEJ CZŁOWIEKA

Streszczenie. Celem pracy jest wyznaczenie stanu naprężeń kurzej klatki piersiowej człowieka podczas zabiegu resuscytacji krążeniowo–oddechowej. Na podstawie projekcji tomografii komputerowej trzynastoletniego chłopca opracowano w środowisku MIMICS model 3D. Uzyskany model powierzchniowy przekonwertowano na model objętościowy w środowisku Ansys, w którym przeprowadzono symulacje resuscytacji wyznaczając dopuszczalny zakres sił używanych przez ratowników medycznych.

1. WSTĘP

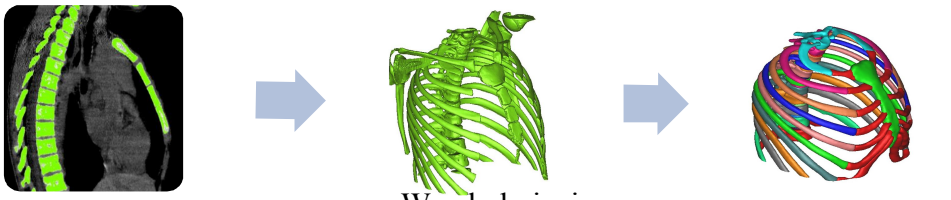
Kurza klatka piersiowa jest wadą przedniej ściany klatki piersiowej, charakteryzującą się silnym zniekształceniem mostka oraz żeber chrzęstnych ku przodowi. Żebra kostne tracą wygięty kształt, powodując zapadnięcie się obszarów poniżej sutków, uwydatniając w ten sposób jeszcze bardziej wysunięcie mostka. Głównym czynnikiem leczenia kurzej klatki piersiowej jest aspekt psychologiczny u pacjenta. Rutynowym badaniem w przypadku wystąpienia wady jest tomografia komputerowa [1, 3, 5]. Obrazy uzyskane z projekcji mogą posłużyć do utworzenia trójwymiarowych modeli w środowisku MIMICS, dzięki którym można w pełni rozpoznać zniekształcenie oraz poprzedzić zabieg chirurgiczny licznymi symulacjami, w celu doboru optymalnej metody leczenia i zapewnienia maksymalnego bezpieczeństwa pacjenta. Dodatkową zaletą modeli 3D jest możliwość ich importowania do programów typu FEA (Finite Element Analysis), dzięki którym można przeprowadzić analizę numeryczną modelu, a także szereg symulacji z wykorzystaniem różnych implantów.

W niniejszej pracy zaprezentowano analizę numeryczną modelu kurzej klatki piersiowej utworzonego na podstawie projekcji tomografii komputerowej w aspekcie resuscytacji krążeniowo – oddechowej. Przeprowadzona analiza pozwoliła na wyznaczenie odpowiednich sił użytych przez ratownika medycznego podczas reanimacji nie narażając bezpieczeństwa pacjenta.

2. BUDOWA MODELU GEOMETRYCZNEGO KURZEJ KLATKI PIERSIOWEJ CZŁOWIEKA

Trójwymiarowy model geometryczny został utworzony na podstawie projekcji tomografii komputerowej trzynastoletniego chłopca z wadą kurzej klatki piersiowej. W tym celu wykorzystano środowisko programistyczne MIMICS opracowane przez Materialise NV.
Algorytm tworzenia modelu kurzej klatki piersiowej składał się z następujących etapów (Rys. 1):

- Import danych uzyskanych w tomografii komputerowej (CT) oraz określenie orientacji.
- Segmentacja trójwymiarowa poszczególnych elementów klatki piersiowej oraz jej edycja.
- Dyskretyzacja elementów modelu klatki piersiowej.



Rys. 1. Etapy tworzenia modelu powierzchniowego kurzej klatki piersiowej człowieka

3. BUDOWA MODELU NUMERYCZNEGO KURZEJ KLATKI PIERSIOWEJ CZŁOWIEKA

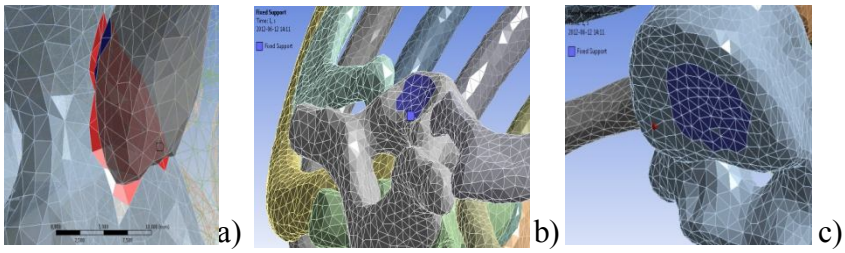
Wyeksportowane dane ze środowiska MIMICS o rozszerzeniu *.LIS (Ansys Area Files) wymagały konwersji do plików .IGES, które są rozpoznawane w środowisku Ansys Workbench. W tym celu wykorzystano narzędzie Ansys Multiphysics nadając każdemu elementowi modelu strukturę bryły typu SOLID187.

3.1. Kontakty pomiędzy elementami oraz sposób podparcia modelu

Kontakty pomiędzy poszczególnymi elementami zostały w pierwszym etapie wykonane automatycznie, a następnie ich powierzchnie zostały manualnie skorygowane. Powierzchnie połączono elementami typu „Bonded", charakteryzującymi się brakiem przemieszczenia elementów względem siebie (Rys. 2a) . Łączna liczba wszystkich połączeń wynosiła 70.

Model utwierdzono poprzez odebranie wszystkich stopni swobody w węzłach umieszczonych na:

- górnej powierzchni pierwszego kręgu piersiowego, dolnej powierzchni jedenastego kręgu piersiowego (Rys. 2b, 2c)



Rys. 2. Założone warunki brzegowe: a) kontakty typu „Bonded", b) sposób podparcia dla kręgu Th1, c) sposób podparcia dla kręgu Th11

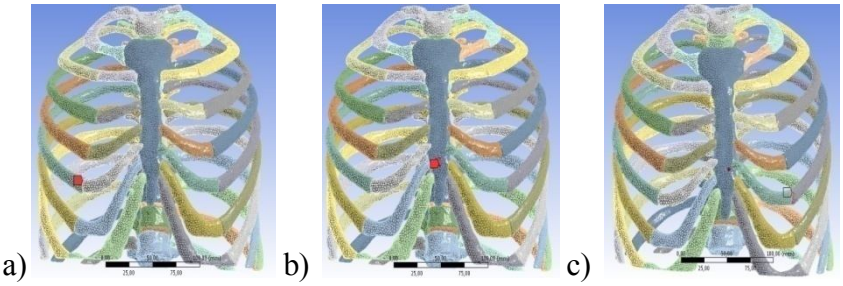
Ostatnim etapem przed przystąpieniem do analizy numerycznej było nadanie poszczególnym elementom własności materiałowych. Przyjęte własności materiałowe zostały umieszczone w Tab. 1. Żebrom kostnym, mostkowi oraz kręgom piersiowym nadano izotropowe i liniowe własności mechaniczne. Żebrom chrzęstnym oraz krążkom międzykręgowym nadano własności sprężyste liniowe.

Tabela 1 Własności materiałowe elementów klatki piersiowej[2].

Elementy	**Moduł Younga [MPa]**	**Współczynnik Poissona**
Dyski międzykręgowe	110	0,4
Żebra chrzęstne	24,5	0,3
Żebra	5000	0,3
Mostek	11500	0,3

4. WERYFIKACJA MODELU KLATKI PIERSIOWEJ

Weryfikację modelu kurzej klatki piersiowej przeprowadzono poprzez porównanie wartości ugięcia klatki piersiowej dla modelu numerycznego z badaniami doświadczalnymi przeprowadzonymi na pacjencie, dla którego opracowano model numeryczny. Badania doświadczalne polegały na pomiarze wartości siły wymaganej do uzyskania określonego ugięcia klatki piersiowej. Pomiary wykonano w trzech miejscach pomiarowych na ciele pacjenta (Rys. 3) (Tab. 2).



Rys. 3. Miejsca przyłożenia siły w modelu numerycznym

Tabela. 2. Porównanie współczynnika sztywności wyznaczonego doświadczalnie ze współczynnikiem sztywności wyznaczonym numerycznie.

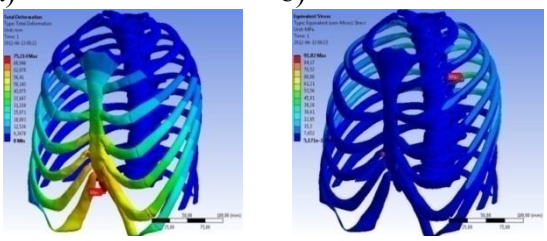
Numer miejsca pomiarowego	Wskaźnik sztywności wyznaczony doświadczalnie [N/mm]	Wskaźnik sztywności wyznaczony numerycznie MES [N/mm]	Błąd bezwzględny	Błąd względny [%]
1 Normalne	2,47	2,83	0,35	14,33
1 Wydech	2,34		0,49	20,78
1 Wdech	2,41		0,42	17,47
2	1,40	1,52	0,12	8,46
3	1,38	1,34	0,04	3,10

5. ANALIZA NUMERYCZNA WPŁYWU POŚREDNIEGO MASAŻU SERCA NA DEFORMACJE KURZEJ KLATKI PIERSIOWEJ CZŁOWIEKA

Pośredni masaż serca jest jednym z trzech etapów reanimacji pacjenta w przypadku braku wystąpienia reakcji życiowych. Polega na uciskaniu mostka na wysokości 1/3 jego długości w kierunku ku kręgosłupowi, w celu przepływu krwi w mięśniu sercowym. Prawidłowe ugięcie mostka podczas pośredniego masażu serca mieści się w przedziale 30 – 50 [mm].

W celu wyznaczenia bezpiecznego zakresu sił dla pośredniego masażu serca, w modelu zostało zadane przemieszczenie na mostku w kierunku ku kręgosłupowi, w zakresie od 30 do 50 [mm]. Z wyników analizy MES wyznaczono bezpieczny zakres siły w przedziale od 84,91 do 141,51 [N] (Rys. 4). Analiza numeryczna modelu pozwoliła na wyznaczenie minimalnej siły powodującej uszkodzenie elementów klatki piersiowej. Wartość tej siły wynosi 261,44 [N]. Podczas obciążenia modelu siłą 261,44 [N] wartość naprężeń w elementach kostnych żeber przekroczyła maksymalną wytrzymałość żeber na zginanie równą 160 [MPa] [4].

a) b)



Rys. 4. a) Mapa przemieszczeń dla ugięcia 50 [mm], b) mapa naprężeń zredukowanych dla ugięcia 50 [mm].

6. WNIOSKI

W pracy podjęto próbę opracowania modelu numerycznego kurzej klatki piersiowej człowieka w oparciu o projekcję tomografii komputerowej trzynastoletniego chłopca z rozpoznaną wadą przedniej ściany klatki piersiowej. Weryfikację modelu numerycznego przeprowadzono w oparciu o badania doświadczalne przeprowadzone przez Katedrę Biomechatroniki Politechniki Śląskiej. Analiza numeryczna pozwoliła na wyznaczenie dopuszczalnych wartości sił podczas zewnętrznego masażu serca oraz minimalnej siły powodującej uszkodzenie elementów klatki piersiowej. Analiza metodą elementów skończonych pozwoliła na wyznaczenie map naprężeń oraz przemieszczeń podczas zabiegu reanimacji. Wykorzystanie środowiska MIMICS w celu utworzenia modeli geometrycznych ze środowiskami FEA (finite element analysis) tj. Ansys, pozwala na przeprowadzenie różnych symulacji numerycznych wyznaczając m. in. naprężenia oraz odkształcenia modelu.

LITERATURA

[1] Bochenek A.: Anatomia człowieka. Tom 1. PZWL, Warszawa 1976.
[2] Gzik-Zroska B.: Analiza stanu naprężenia lejkowatej klatki piersiowej w przypadku zastosowania płytki stabilizującej. Politechnika Śląska, 2007.
[3] http://emedicine.medscape.com/article/1003047-workup#showall /05.05.2012
[4] http://test.abm.p.lodz.pl/awrejcewicz/publikacje/publ_pdf/IC084.pdf /28.05.2012
[5] http://www.childrenshospital.org/az/Site1686/mainpageS1686P3.html /25.05.2012

STRESS ANALYSIS OF PECTUS CARINATUM

Natalia CHRUŚCICKA, Daniel CIEPIELOWSKI, Sylwia ŁAGAN, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

MODELOWANIE ENDOPROTEZY STAWU KOLANOWEGO

1. WSTĘP

Staw kolanowy jest jednym z najbardziej obciążonych biołożysk w organizmie człowieka. Zarazem jest też stawem najczęściej ulegającym uszkodzeniom urazowym oraz podatnym na różne patologie. Wiele schorzeń prowadzi do niszczenia struktur anatomicznych stawu kolanowego. Wśród tych schorzeń można wymienić: chorobę zwyrodnieniową oraz reumatoidalne zapalenie stawów. Dochodzi wówczas do upośledzenia funkcji kolana, a tym samym do zaburzenia poruszania się[1].

W latach 1938 – 1940 do artroplastyki stawów zostały wprowadzone interpozytory oraz inne formy wkładek metalowych. Dało to początek endoprotezom stawów. Powiększająca się wiedza dotycząca biomechaniki kolana oraz doświadczenie kliniczne spowodowały, że alloplastyka stała się metodą operacyjną stosowaną na szeroką skalę [5].

Alloplastyka stawu kolanowego to wprowadzenie elementów obcych do organizmu, które są sztucznymi zamiennikami zniszczonego przegubu kolanowego. Zabieg przede wszystkim ma na celu przywrócenie utraconych czynności strukturom anatomicznym, odtworzenie uszkodzonego stawu po urazie mechanicznym lub chorobie stawów oraz wyeliminowanie bólu [3].

Dobór odpowiedniego przegubu kolanowego zależy od indywidualnych cech pacjenta. Wywiad medyczno- techniczny jest podstawą do określenia elementów protezy. O doborze właściwych elementów i usprawnianiu pacjenta powinien decydować zespół interdyscyplinarny składający się z lekarza specjalisty (ortopedii lub rehabilitacji), technika ortopedy oraz fizjoterapeuty. Przegub kolanowy musi odpowiadać potrzebom pacjenta, być dostosowanym do trybu życia i jego sprawności ruchowej. Przy doborze protezy należy uwzględnić również wiek pacjenta, jego chorobę, rozległość schorzenia, stan więzadeł, łąkotek oraz powierzchni kości. Istotny jest także aspekt wytrzymałościowy danych elementów strukturalnych i funkcjonalnych.

Obecnie obserwuje się wzrost liczby wykonywanych zabiegów alloplastyki kolana. Endoprotezoplastykę stawu kolanowego wykonuje się dwa razy rzadziej niż stawu biodrowego. Spowodowane to jest tym, że technika operacyjna oraz przywrócenie prawidłowej osi kończyny jest trudniejsze [5].

Zapotrzebowanie na tego typu zabiegi jest wysokie. W Polsce na planowany zabieg endoprotezoplastyki czeka się od pół roku do 2 lat [5]. Według badań wszczepiona proteza w 96% przypadków może funkcjonować prawidłowo przez okres od 10 do 15 lat [2].

2. PROCES MODELOWANIA

W procesie modelowania wykonano model kości piszczelowej i udowej bez wyodrębnienia części korowej i gąbczastej oraz model endoprotezy stawu kolanowego składający się z elementu piszczelowego, udowego i wkładki polietylenowej.

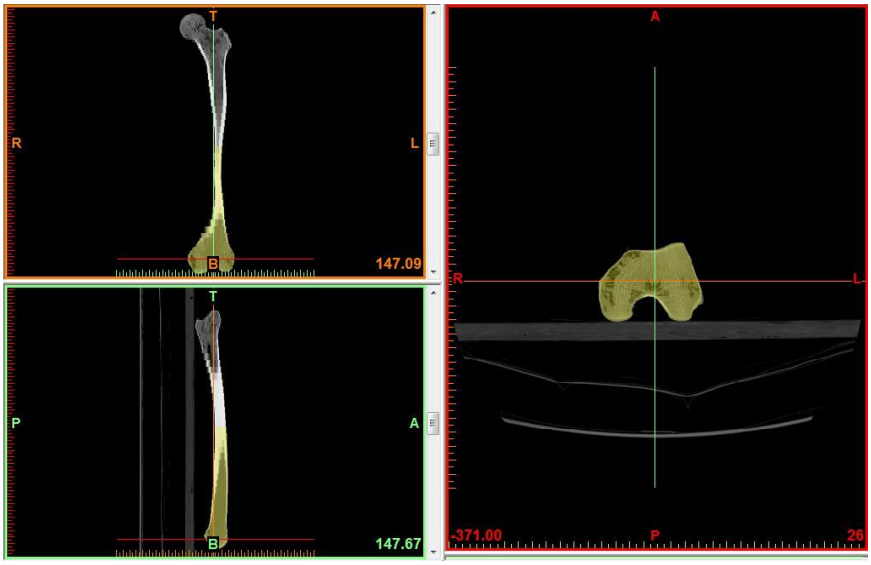
2.1. Założenia w procesie modelowania

Przedstawiony model endoprotezy wraz z kośćmi jest uproszczony w odniesieniu do obiektów rzeczywistych. Przyjęto następujące uproszczenia:

- zostały zamodelowane tylko fragmenty kości potrzebne do dopasowania protezy,
- model kości nie odzwierciedla idealnie anatomicznych kształtów kości udowej oraz piszczeli, a jedynie ich ogólny kształt,
- brak wyróżnienia kości gąbczastej i zbitej,
- brak optymalizacji kształtu wkładki polimerowej w celu minimalizacji sił tarcia,
- zostały pominięte drobne szczegóły endoprotezy.

2.2. Model kości udowej i piszczelowej

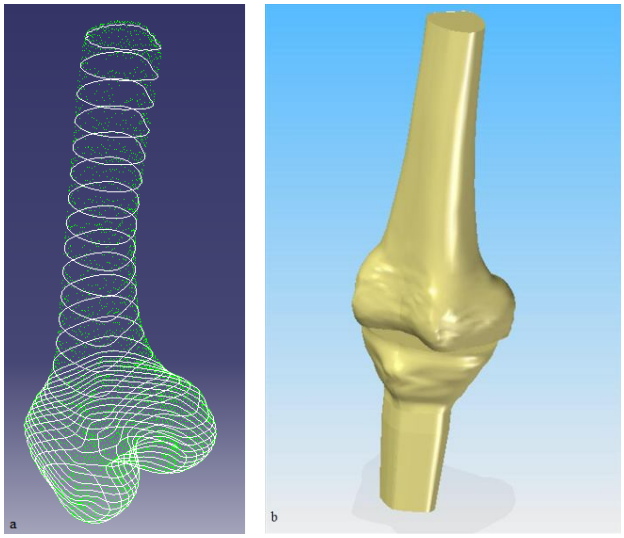
Do budowy modelu kości wykorzystano skany tomograficzne znajdujące się w bibliotece programu MIMICS. Po przeprowadzeniu odpowiednich modyfikacji poszczególnych przekrojów kości uzyskano interesujące fragmenty kości udowej oraz piszczelowej (rys. 1).



Rys.1. Zrzut ekranu z programu MIMICS.

Kolejnym etapem pracy z modelem kości było zaimportowanie chmury punktów do modułu Digitized Shape Editor w programie Catia V5. Na poprzecznych płaszczyznach chmury punktów nałożono krzywe odzwierciedlające przekroje (rys. 2a). Następnie z przekrojów stworzono powierzchnie, z których uzyskano bryły kości udowej i piszczelowej (rys 2b).

Model kości udowej oraz piszczelowej składa się tylko z części korowej kości.



Rys.2. Chmura punktów z otrzymanymi przekrojami (a) model kości udowej i piszczelowej (b).

2.3. Model endoprotezy stawu kolanowego

2.3.1 Opis obiektu modelownia

Wzorem wykorzystanym do projektowania w niniejszej pracy była endoproteza stawu kolanowego NexGen® Legacy® Constrained Condylar Knee (LCCK) oferowana przez firmę Zimmer® (rys. 3).

Rys.3. Endoproteza stawu kolanowego NexGen® Legacy® Constrained Condylar Knee (LCCK).

Implant ten dostępny jest w 8 rozmiarach oraz dopasowany jest do prawej lub lewej nogi. Przeważnie jako materiał konstrukcyjny wykorzystuje się stop chromu i kobaltu. Wkładka wykonana jest z polietylenu o ultrawysokiej masie cząsteczkowej, o grubości od 10 do 35 [mm].

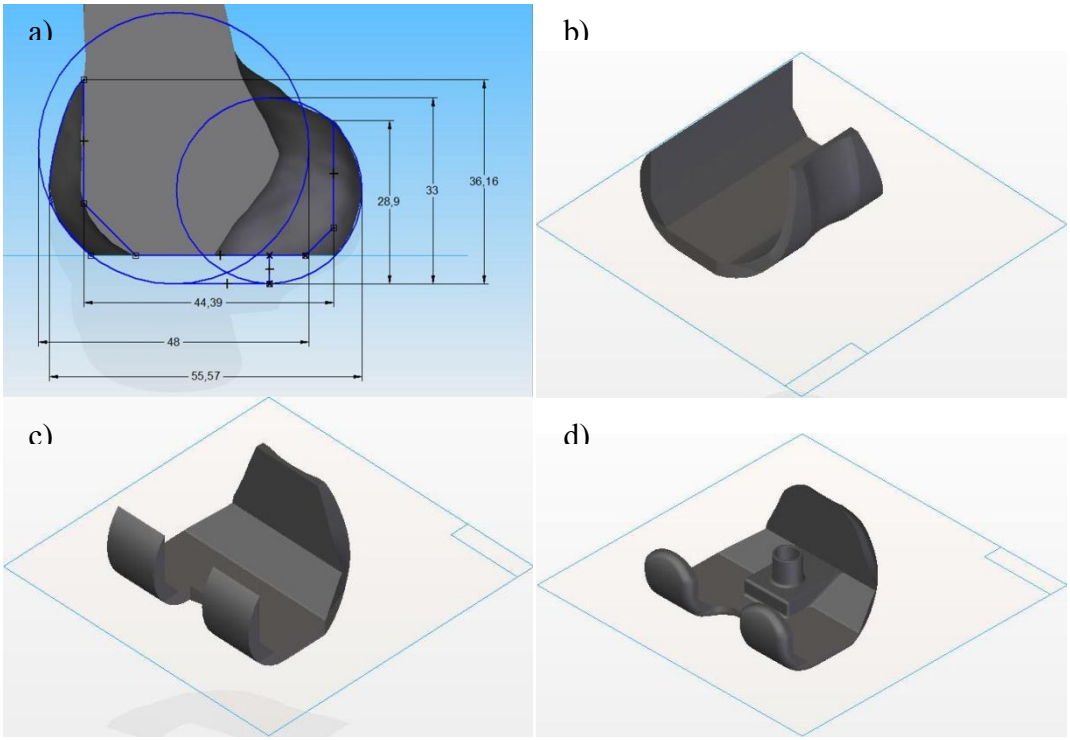
Proteza ta jest wskazana u osób z silnym bólem i niepełnosprawnością spowodowaną: reumatoidalnym zapaleniem stawów, chorobą zwyrodnieniową, urazowym zapaleniem stawów, umiarkowaną szpotawością lub koślawością.

Wszystkie elementy modelowanej endoprotezy stawu kolanowego zostały stworzone w programie SolidEdge V20. Program ten przeznaczony jest do tworzenia parametrycznych modeli 3D pojedynczych elementów, zespołów jak również do sporządzania dokumentacji rysunkowej.

Proces modelowania części polega na stworzeniu płaskiego konturu lub konturów, a następnie na nadaniu trzeciego wymiaru poprzez przesunięcie konturu wzdłuż prostej (lub krzywej), obrót wokół osi lub połączenie kilku konturów w przestrzeni. W Solid Edge istnieje jednak możliwość dynamicznej edycji jednej lub wielu operacji i zmiany parametrów na dowolnym etapie tworzenia modelu, obserwując jednocześnie zmiany zachodzące w geometrii 3D. Tworzenie brył i powierzchni może odbywać się jednocześnie, co daje możliwość uzyskiwania dowolnych kształtów projektowanych modeli.

2.3.2 Komponent udowy

W początkowym etapie modelowania komponentu udowego wykonano pomiary kości udowej, aby otrzymać wymiary oraz kształt potrzebne do wykonania endoprotezy. Kolejnym etapem było uzyskanie ogólnego kształtu implantu poprzez „wyciąganie" brył z poszczególnych szkiców. Następnie nadano odpowiedni kształt kłykciom endoprotezy, stworzono element mocujący trzpień oraz „zaokrąglono" krawędzie protezy (rys. 4).

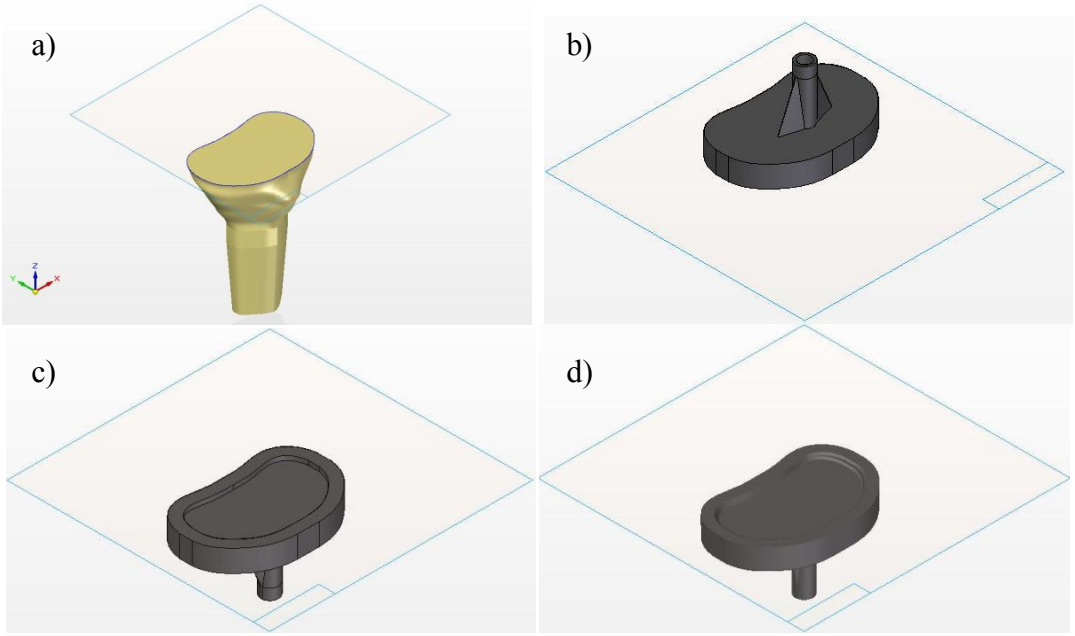


Rys. 4. Posczególne etapy modelowania komponentu udowego: a) podstawowe wymiary użyte do modelowania, b) ogólny kształt protezy, c) stworzenie kłykci protezy, d) nadanie końcowego kształtu.

2.3.3 Komponent piszczelowy oraz wkładka

Pierwszym etapem tworzenia części piszczelowej implantu było odwzorowanie kształtu kości piszczelowej, na bazie którego w późniejszych etapach powstaje dolna część

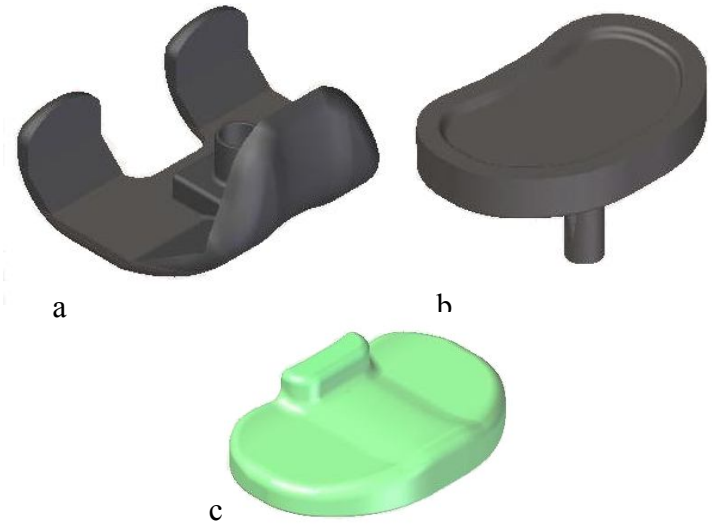
endoprotezy stawu kolanowego. Następnie utworzono element mocujący trzpień, stworzono powierzchnię, do której będzie mocowana wkładka oraz „zaokrąglono" krawędzie (rys. 5).



Rys. 5. Etapy modelowania komponentu piszczelowego: a) odwzorowanie kształtu kości, b) zaprojektowanie elementu mocującego trzpień, c) stworzenie powierchni mocowania wkładki, d) nadanie końcowego kształtu.

Wkładka polimerowa została zaprojektowana na bazie komponentu piszczelowego, co zapewnia zgodność wymiarów podzespołów protezy.

Modele 3D komponentu udowego i piszczelowego oraz wkładki zostały przedstawione na rysunku 6.



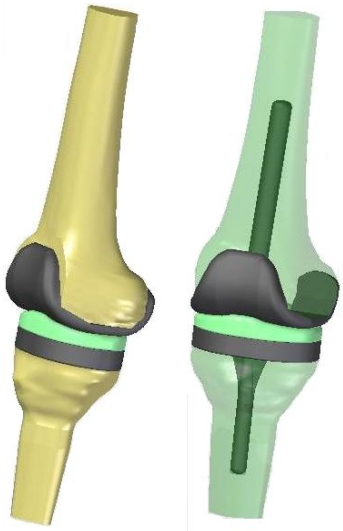
Rys. 6. Model 3D komponentu udowego (a), piszczelowego (b) oraz wkładki (c).

2.4. Model endoprotezy stawu kolanowego z kośćmi

Złożenie poszczególnych elementów modelu endoprotezy stawu kolanowego (rys. 7) zostało przeprowadzone w module Assembly w programie Solid Edge V20. Złożenie modelu

protezy polegało na nadaniu odpowiednich relacji pomiędzy jej elementami. Właściwe nadanie więzów określa położenie wszystkich elementów modelu względem siebie.

W modelu nie uwzględniono cementu, który jest używany do połączenia endoprotezy z kością udową i piszczelową.



Rys. 7. Model 3D protezy stawu kolanowego wraz z kością udową oraz piszczelową.

3. WNIOSKI

Wykorzystane do uzyskania parametrycznego projektu sztucznego stawu współczesne narzędzia inżynierskie jakimi są programy komputerowego wspomagania projektowania CAD umożliwiają nie tylko wizualizację samej protezy, ale przede wszystkim dostarczają informacji dotyczących formowania i dopasowywania płaszczyzn chirurgicznych do płaszczyzn implantu. Parametryczne modele pozwalają na uruchamianie nie tylko seryjnych produkcji całych szeregotypów implantów, lecz również opracowanie protezy szczególnej uwzględniającej indywidualne parametry anatomiczne struktur kostnych oraz charakterystyczne, osobnicze schematy obciążenia.

Niezwykle cennym efektem współpracy inżynierów z chirurgami, jest również możliwość przeprowadzania symulacji zabiegów chirurgicznych, celem dopasowania parametrów operacji oraz narzędzi niezbędnych go jego wykonania.

4. LITERATURA

[1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska, zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997

[2] Jaczewska J. i wsp., Aktywność sportowa pacjentów po całkowitej endoprotezoplastyce stawu kolanowego. Artroskopia i Chirurgia Stawów, 2011; 7(3-4): str. 38-49.

[3] Nałęcz M. (red.), Problemy biocybernetyki inżynierii biomedycznej, Tom V, Biomechanika, Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, Warszawa 1990.

[4] Tejszerska D., Długoszewski T., Gąsiorek D., Analiza wytrzymałościowa endoprotezy stawu klanowego.

[5] Widuchowski J., Kolano. Endoprotezoplastyka – całkowita wymiana stawu. Sport&Med s.c., Katowice 2001.

DESIGNING TOTAL KNEE ENDOPROSTHESIS

Małgorzata CYKOWSKA, Zakład Mechatroniki, Automatyzacji Organizacji Produkcji, Instytut Technologii Maszyn i Automatyzacji, Politechnika Wrocławska, Wrocław

Anna NIKODEM, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Politechnika Wrocławska, Wrocław

BADANIE REOLOGICZNE TKANKI CHRZĘSTNEJ ŁĘKOTEK POCHODZĄCYCH OD ZWIERZĄT RÓŻNYCH GATUNKÓW

Streszczenie. W artykule przedstawiono wyniki badań wytrzymałościowych tkanki chrzęstnej. Przeprowadzone badania pozwoliły wyznaczyć krzywą pełzania dla tkanki chrzęstnej łękotek świni i bukata. Określone zostały także właściwości mechaniczne chrząstki stawowej. W trakcie badań zauważono, że różnice w budowie strukturalnej chrząstki stawowej pochodzących od zwierząt różnych gatunków wpływają na zachowanie się materiału oraz na wyniki pomiarów.

1. WSTĘP

Tkanka chrzęstna należy do tkanek łącznych, pokrywa ona powierzchnie stawowe każdej z kości tworzących staw, znajduje się również w krtani, tchawicy, oskrzelach, uszach oraz nosie. Chrząstka stawowa w swojej budowie zawiera: 75-80% wody, 15-20% macierzy chrzęstnej oraz około 0,1% komórek chrzęstnych (chondrocytów). Macierz chrząstki zbudowana jest z kolagenu, który stanowi około 65%, proteoglikanów (25%), glikoprotein (5%) oraz lipidów (5%) [1].

Chrząstka stawowa pokrywająca nasady kości, nie ma idealnie gładkiej powierzchni. Głównymi funkcjami chrząstki stawowej są: amortyzacja obciążeń oraz zapewnienie równomiernego rozkładu obciążeń w stawie.

Właściwości mechaniczne tkanki chrzęstnej można określić za pomocą badań reologicznych, które polegają na analizie zmiany odkształcenia w funkcji czasu po przyłożeniu stałego obciążenia, badania te prowadzi się w celu lepszego poznania mechanizmów przenoszenia obciążeń przez staw.

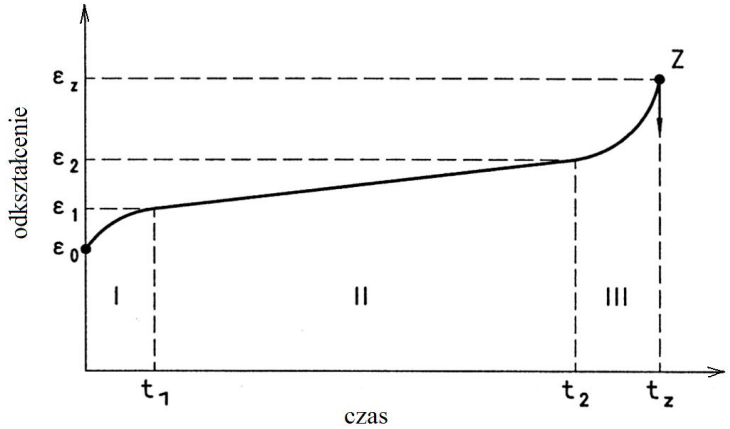
Łącząc, zaproponowane w literaturze [2,7] modele z wynikami badań doświadczalnych prowadzonych najczęściej w testach reologicznych tkanki chrzęstnej możemy uzyskać bardziej kompletny opis, który pozwoli w pełni zrozumieć zachowanie chrząstki pod obciążeniem.

Reologia jest nauką o odkształcaniu się ciał stałych, która zajmuje się opisem zachowania się danego ciała w sposób ciągły. Przykładami właściwości reologicznych są:

- plastyczność – zdolność ciał stałych do ulegania nieodwracalnym odkształceniom po przyłożeniu siły zewnętrznej;
- sprężystość – zdolność materiału do odzyskiwania pierwotnego kształtu po usunięciu sił działających na materiał;
- lepkość – właściwość ciał plastycznych oraz płynów, opierająca się na naprężeniach wewnętrznych przeciw płynięciu [8]

Badania reologiczne prowadzi się w testach pełzania i relaksacji. Zjawisko relaksacji polega na powolnych zmianach wartości naprężeń towarzyszących utrzymującym się przez dłuższy okres stałym odkształceniom. Spadek naprężeń, będący wynikiem relaksacji, obniża nośność konstrukcji. Zjawisko pełzania występuje, gdy materiał odkształca się wraz z upływem czasu przy zadanym stałym obciążeniu. Pełzanie zależy od różnych czynników takich jak czas, temperatura, odkształcenia i naprężenia, co przedstawia wzór (1).

$$F(\varepsilon,\sigma,t,T)=0 \tag{1}$$



Rys. 1 Przykładowa krzywa pełzania materiału charakteryzująca się trzema stadiami pełzania

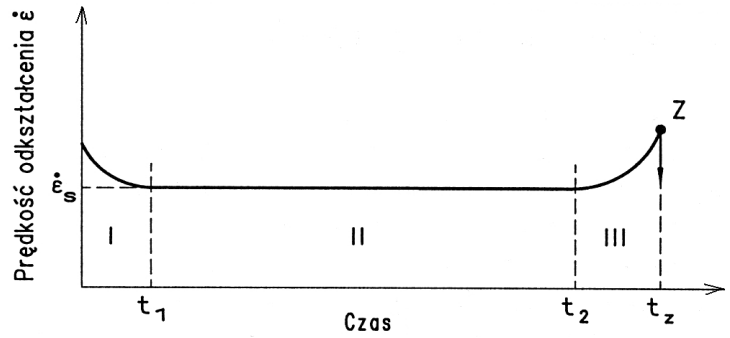
Przykładową pełną krzywą pełzania przedstawiono na rys.1. Krzywa ta charakteryzuje się trzema stadiami pełzania (I-III) oraz wartością Z, odpowiadającą zniszczeniu badanej próbki, przy czym ε_o – jest to natychmiastowe odkształcenie próbki po przyłożeniu obciążenia. Krzywą pełzania możemy przedstawić za pomocą równania (2).

$$\varepsilon(t)=\varepsilon_o\left[1-e^{\left(-\frac{t}{\tau}\right)}\right] \tag{2}$$

gdzie:

$\tau=\dfrac{\eta}{E}$, η – lepkość

Przedstawiona na rysunku 1 krzywa pełzania charakteryzuje się trzema stadiami pełzania, które opisują zmiany odkształcenia w czasie. Tym zmianom odpowiadają odpowiednio wartości odkształceń: ε_1, ε_2 i ε_3. Na rysunku 2 przedstawiono zmianę prędkości pełzania próbek dla poszczególnych stadiów tego zjawiska.

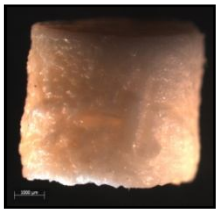


Rys. 2 Zmiana prędkości pełzania w czasie (Z- zniszczenie próbki) [2,6]

Pierwsze stadium pełzania charakteryzuje się dużą prędkością pełzania, które następnie stopniowo maleje i stabilizuje się do chwili rozpoczęcia drugiego stadium pełzania. W drugim stadium pełzania prędkość odkształcenia ma stałą wartością (od t_1 do t_2), następnie badany materiał przechodzi do trzeciego stadium, gdzie prędkość pełzania ponownie wzrasta, aż do momentu zniszczenia badanej próbki w czasie t_z, spowodowanego znacznym osłabieniem materiału. Początkowo w literaturze, proces ten wyjaśniany był jako wzrost naprężeń, spowodowany zmniejszeniem się powierzchni przekroju badanej próbki, jednak wykazano [2], że osłabienie materiału jest związane z powstaniem mikropęknięć (mikroporów), które pod wpływem stałego obciążenia i temperatury zwiększają swoją objętość.

2. METODYKA BADAŃ

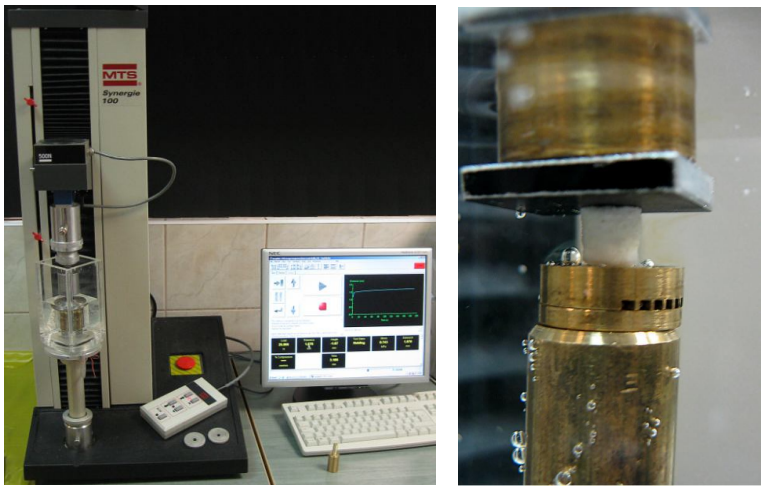
Materiałem użytym do badań była tkanka chrzęstna pochodząca z łękotek świń i bukatów [3,4]. Z każdego preparatu przygotowano cylindryczne próbki o średnicy Φ=5mm. W celu uzyskania dwóch równoległych powierzchni, wykorzystano specjalny wykrojnik z dwoma równoodległymi ostrzami, przez co uzyskano wysokość próbek h=5mm (rys. 3). Badania przeprowadzono dla 102 próbek, z czego 57 stanowiły próbki przygotowane z łękotki bukata a 45 z łękotki świni.



Rys. 3. Przykładowa próbka, pobrana z łękotki bukata

Z uwagi na fakt, iż właściwości mechaniczne materiałów biologicznych zależą od wielu dodatkowych czynników [5], a w przypadku tkanki chrzęstnej głównie od stopnia uwodnienia, próbki przechowywano w roztworze PBS [3]. W badaniach nie wykorzystywano roztworu 0,9% NaCl, co powodowałoby pęcznienie tkanki chrzęstnej, a tym samym mogło zmienić jej właściwości mechaniczne a roztwór PBS pozwala utrzymać stałe pH i jest nietoksyczny dla komórek.

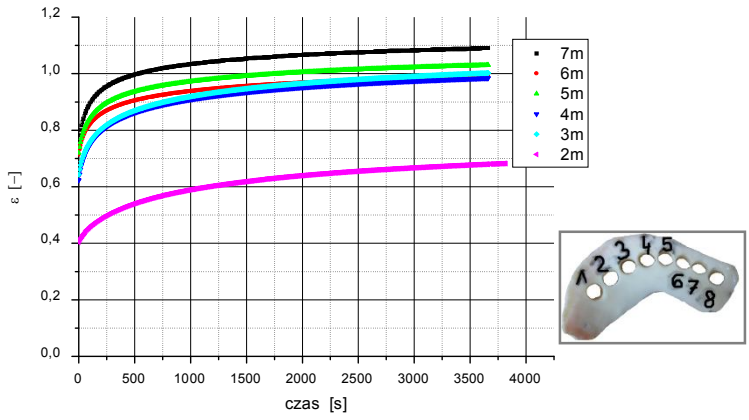
W celu określenia właściwości mechanicznych każdą z próbek poddano testowi pełzania. Badania przeprowadzono w teście jednoosiowego ściskania do wartości siły 30N, przez 60 min [6], z użyciem maszyny MTS Synergie 100. Z uwagi na budowę mikroskopową tkanki chrzęstnej (arkadowy układ włókien kolagenowych oraz obecność proteoglikanów) wymagane było zastosowanie specjalnych uchwytów i płytek dociskowych (rys.4).



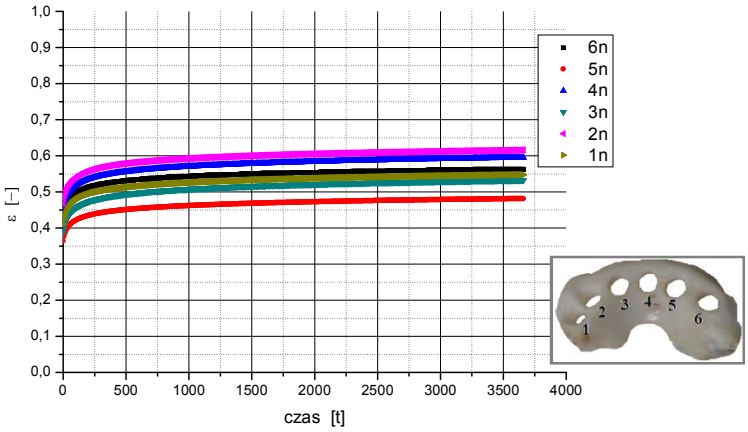
Rys. 4 Układ obciążający: maszyna MTS Synergie 100 wraz z uchwytami i płytkami

3. WYNIKI BADAŃ

Przykładowe charakterystyki pełzania przedstawiono na rys.5 i rys.6. Na podstawie otrzymanych wyników można stwierdzić, że krzywe te mają różny przebieg, w zależności od badanej próbki. Krzywe pełzania dla tkanki chrzęstnej łękotek świni i bukata mają również różne wartości odkształcenia początkowego ε_o. Pod wpływem przyłożonej siły, próbki pobrane z łękotek świni odkształcają się znacznie szybciej niż próbki pobrane z łękotki bukata. Ponadto, można zauważyć, iż odkształcenie dla próbek łękotki bukata przez cały czas trwania badania (60 minut) rośnie. Na samym początku pomiaru obserwujemy dynamiczny wzrost odkształcenia (pierwsze stadium pełzania od ε_o-$\varepsilon_{1)}$, po czym następuje jednostajny wzrost w czasie, aż do momentu jego ustabilizowania (drugie stadium pełzania ε_1-ε_2).

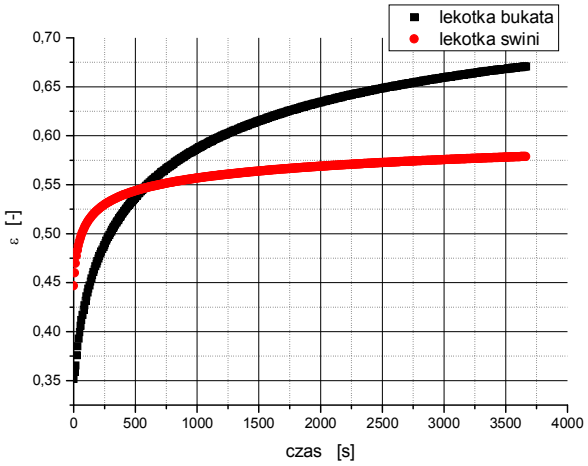


Rys. 5 Krzywe pełzania dla próbek pobranych z łękotki bukata



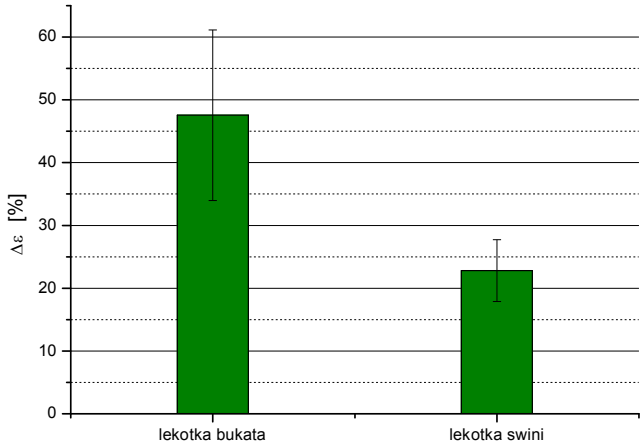
Rys. 6 Krzywe pełzania dla próbek pobranych z łękotki świni

Na rysunku (Rys. 7) zestawiono uśrednione wyniki uzyskane z badań reologicznych dla różnych gatunków.



Rys. 7. Uśrednione krzywa pełzania dla próbek różnych gatunków

Dla łękotki świni na początku badania widoczny jest szybki wzrost odkształcenia, który w późniejszym okresie czasu zmienia się tylko w niewielkim stopniu. Dlatego wydaje się, że w przypadku tkanki chrzęstnej, która jest tkanką wysoce odkształcalną badania reologiczne powinny być prowadzone w dłuższym okresie czasu.



Rys. 8. Porównanie wartości różnicy odkształceń dla próbek łękotki różnych gatunków

Porównując wartości różnicy odkształceń próbek łękotek dla różnych gatunków widać, że najbardziej odkształciły się próbki pobrane z łękotki bukata, odkształcenie to wynosiło około 48%, natomiast najmniej odkształciły się chrząstki stawowe pobrane z łękotek świni (23%). Różnica wartości odkształceń dla łękotki bukata i świni wynosi aż 25%, stąd nasuwa się wniosek, że odkształcanie się chrząstki stawowej jest ściśle zależne od miejsca pobrania próbki.

4. WNIOSKI / DYSKUSJA

Badania mechaniczne tkanki chrzęstnej szczególnie wysoko odkształcanych łękotek, mają dużą wagę, ze względu na częste urazy tych struktur, szczególnie w przypadku dużych przeciążeń (np. u sportowców). Przeprowadzone badania doświadczalne z wykorzystaniem modelu zwierzęcego na 2 różnych gatunkach udowodniły, że właściwości mechaniczne tkanki chrzęstnej bardzo mocno zależą od wielu czynników, nie tylko związanych z przygotowaniem próbek (tj. stopień uwodnienia struktury) ale przede wszystkim zależą od gatunku oraz miejsca pobrania próbki. Wartości odkształceń próbek przygotowanych z łękotek świni i bukata różnią się nawet 25%. Zmienia się również sam charakter krzywych pełzania. Różna budowa strukturalna chrząstki stawowej wpływa na zachowanie się materiału w trakcie badań oraz na wyniki pomiarów.

LITERATURA

[1]. Błaszczyk J., Biomechanika kliniczna, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2004.
[2]. Jakowluk A., Procesy pełzania i zmęczenia w materiałach, Wydawnictwo naukowo – techniczne, Warszawa 1993.
[3]. Korhonen R. K., Jurvelin J. S., Compressive and tensile properties of articular cartilage in axial loading are modulated differently by osmotic environment, Medical Engineering & Physics 32(2), s. 155-160, 2009.
[4]. Lai J.H., Levenston M.E., Meniscus and cartilage exhibit distinct intra-tissue strain distributions under unconfined compression, Osteoarthritis and Cartilage 18(10), s. 1291-1299, 2010.
[5]. Nikodem A., Ścigała K., Impact of some external factors on the values of the mechanical parameters determined in tests of bone tissue. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 12(3), s. 85-93, 2010,
[6]. Pickard J., Ingham E., Egan J., Fisher J., Investigation into the effect of proteoglycan molecules on the tribological properties of cartilage joint tissues, Journal of Engineering in Medicine 212(3), s. 177-182, 1998.
[7]. http://www.mif.pg.gda.pl/homepages/bolek/Diagnostyka/D_Mech_3.ppt
[8]. http://www.instron.pl/wa/glossary/Plasticity.aspx

RHEOLOGICAL STUDIES OF THE MENISCUS CARTILAGE FROM DIFFERENT SPECIES

Anna DOBROWOLSKA, Zakład Podstaw Konstrukcji Maszyn i Tribologii, Politechnika Wrocławska, Wrocław

WPŁYW NACISKU JEDNOSTKOWEGO NA WSPÓŁCZYNNIK TARCIA STATYCZNEGO WYBRANYCH BIOMATERIAŁÓW

1. WSTĘP

Wieloletnie badania prowadzone przez interdyscyplinarne zespoły naukowców [1], [2] zaowocowały stworzeniem listy materiałów znajdujących zastosowanie w medycynie. Praca ta pozwoliła na określenie kryteriów umożliwiających zakwalifikować dany materiał jako biomateriał (czyli odpowiedni by wspomóc funkcjonowanie organizmu ludzkiego). Podczas projektowania biomateriałów należy wziąć pod uwagę odpowiednią bioakceptowalność, dzięki której materiały te nie mają właściwości kancerogennych, pirogennych, mutagennych bądź alergogennych. Kluczowym czynnikiem jest też odporność korozyjna, która ma zasadnicze znaczenie ze względu na bardzo wysoką „agresywność" środowiska, jakim jest człowiek. Kolejnym ważnym aspektem biomateriałów są własności mechaniczne (moduł Younga, wytrzymałość na zginanie, odporność na ścieranie, itp.), które w praktyce porównuje się z wytycznymi zawartymi w normach. Własności te mogą się różnić nawet w przypadku tego samego materiału w wyniku poddania go różnym procesom obróbczym. Niemniej istotne są badania jakościowe i ilościowe struktury chemicznej i fazowej zastosowanego biomateriału.
Biomateriały wykorzystywane są w naturalnych węzłach ślizgowych i połączeniach występujących w ciele człowieka. Istotnymi aspektami podczas projektowania biomateriałów są, często lekceważone, właściwości tribologiczne, na które znaczący wpływ ma współczynnik tarcia. Rozróżniamy dwa rodzaje współczynników tarcia – statyczny i kinematyczny. Z racji niedostatku aparatury pomiarowej, znaczenie pierwszego z nich często bywa pomijane, mimo, iż to on właśnie opisuje nam początkową fazę ruchu.

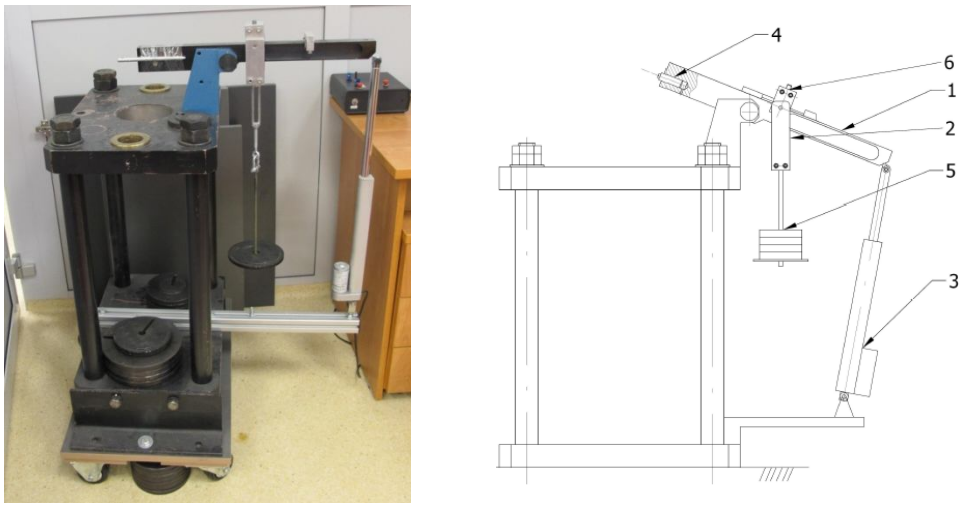
2. TARCIE STATYCZNE W ZASTOSOWANIACH BIOINŻYNIERSKICH

Na podstawie analizy literaturowej zauważyć można, że problem tarcia i zużywania warstw wierzchnich rozpatrywany jest głównie w odniesieniu do połączeń ruchomych, takich jak stawy. W stosunku do złączy nominalnie spoczynkowych (czyli np. takich jakie występują pomiędzy elementami stabilizatorów kręgosłupa), natomiast, aspekty tribologiczne nie są w ogóle w ogóle brane pod uwagę. Właśnie w tego typu połączeniach bardzo istotne znaczenie ma współczynnik tarcia statycznego (powinien być on odpowiednio wysoki, tak aby uniknąć przemieszczania się elementów względem siebie). Ze względu na fakt, że w trakcie eksploatacji, implanty kręgosłupowe poddawane są działaniu cyklicznych obciążeń, pojawia się duże prawdopodobieństwo wystąpienia mikroprzemieszczeń. Efektem procesu tarcia zachodzącego pomiędzy elementami stabilizatorów kręgosłupa jest wytworzenie produktów zużycia, czyli drobin metali powstających w wyniku zużycia ciernego. Cząstki te przenikają do otaczających je tkanek i migrują w obrębie całego organizmu. W konsekwencji

czego mogą pojwić się odczyny toksyczne i uczuleniowe, powodujące często tworzenie się komórek rakowych.

3. METODA BADAŃ

Badania tarcia statycznego przeprowadzono przy użyciu specjalnie zaprojektowanego stanowiska do pomiarów współczynnika tarcia statycznego, którego zasada działania opiera się na ruchu ciała po równi pochyłej, opisanego szerzej w Pracy [3].



Rys. 1. Kolejno od lewej: stanowisko do badania współczynnika tarcia statycznego oraz jego schematyczna reprezentacja [3]; 1 – wychylne ramię, 2 – obrotowa szalka, 3 – siłownik elektryczny, 4 – wskaźnik laserowy, 5 – odważniki, 6 – uchwyt próbki

Badaniom zostały poddane próbki wykonane z trzech różnych grup biomateriałów metalicznych (stali austenitycznych – stal 316L, stopów na osnowie kobaltu – vitalium i stopów tytanu – Ti6Al14V), powszechnie używanych do produkcji elementów składowych różnego rodzaju protez i implantów. Użyte do badań próbki były prostopadłościanami o nieznacznej wysokości, których powierzchnia trąca (płaska) wynosiła ok. 20 mm^2. Dla stali było to 18,27 mm^2, dla stopu tytanu - 21,93 mm^2 natomiast dla vitalium – 23,76 mm^2. W trakcie pomiarów próbki były kolejno poddawane działaniu sił normalnych o różnych wartościach, ale pozwalających jednak na uzyskanie, w każdej z nich, kolejno takich samych nacisków jednostkowych. Powierzchnie współpracujących elementów zostały przed pomiarami przeszlifowane i odtłuszczone.

Rys. 2. Próbki badanych biomateriałów

Do badań użyto płynu Ringera, którego obecność miała na celu odwzorowanie naturalnych warunków tribologicznychwystępujących w ciele człowieka – tarcia płynnego.

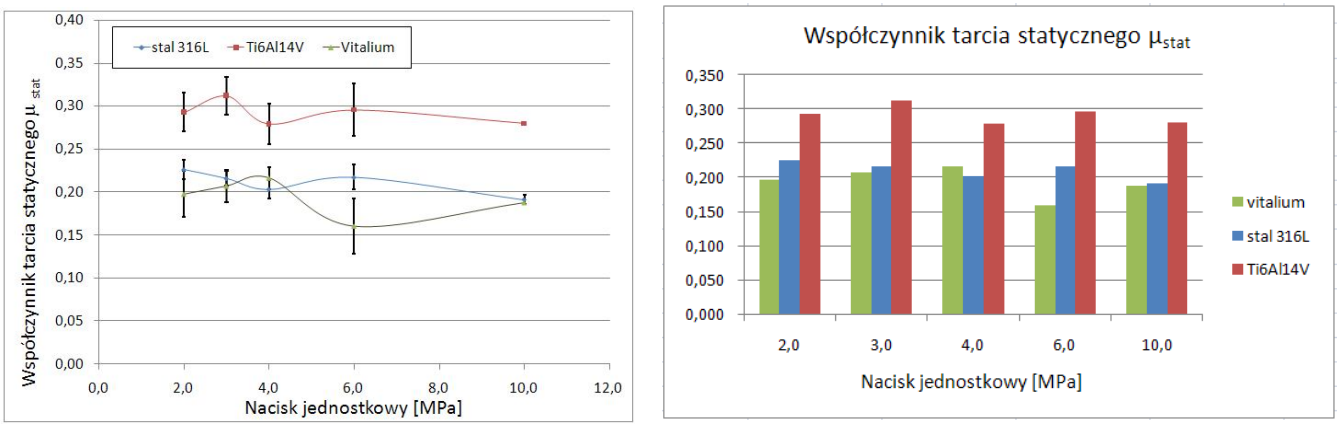
Dodatkowo przeprowadzono również obserwacje mikroskopowe powierzchni trących oraz pomiary mikrotwardości badanych wcześniej biomateriałów, które wykazały, iż największą jej wartość obserwujemy dla stopu tytanu. Badania te zostały wykonane przy użyciu układu optycznego mikrotwardościomierza SHIMADZU HMV-2T.

4. WYNIKI BADAŃ

Wyniki pomiarów zostały zbiorczo przedstawione w Tab.1. w postaci średnich wartości współczynnika tarcia statycznego i wyznaczonych przedziałów ufności oraz graficznie na rysunku nr 3.

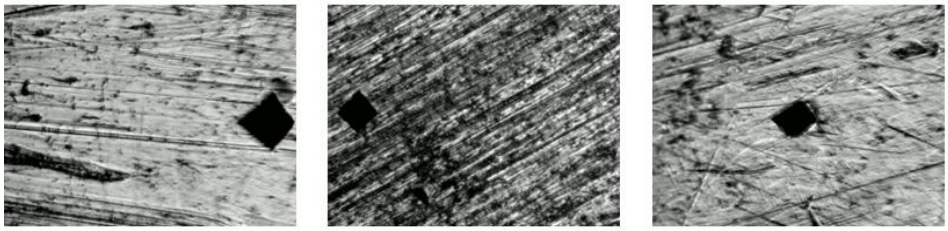
Tab. 1. Wartości współczynnika tarcia statycznego wybranych biomateriałów

Współczynnik tarcia statycznego						
Lp.	Oznaczenie materiału	Nacisk jednostkowy [MPa]				
		2,0	3,0	4,0	6,0	10,0
1	stal 316L	0,226 ± 0,011	0,216 ± 0,008	0,203 ± 0,011	0,217 ± 0,014	0,191 ± 0,005
2	Ti6Al14V	0,293 ± 0,038	0,312 ± 0,023	0,279 ± 0,022	0,296 ± 0,023	0,280 ± 0,031
3	Vitalium	0,198 ± 0,015	0,207 ± 0,026	0,216 ± 0,019	0,160 ± 0,013	0,188 ± 0,032



Rys.3. Wpływ nacisku jednostkowego na współczynnik tarcia statycznego

Na rysunku nr 4 możemy zaobserwować efekty przeprowadzonego procesu tarcia. Wyraźnie widoczne są zarysowania powstałe na skutek wzajemnych oddziaływań mikronierówności na obu współpracujących powierzchniach. Ponieważ próbka i przeciwpróbka wykonane były z tego samego materiału, a więc mają taką samą twardość, więc głównym mechanizmem powodującym zużywanie jest mikroskrawanie.



Rys. 4. Powierzchnie próbek po przeprowadzonym procesie tarcia. Kolejno od lewej: stal 31L, stop tytanu Ti6Al14V i vitalium

W tabeli 2 przedstawione zostało zestawienie wyników pomiarów mikrotwardości testowanych biomateriałów. Badania wykazały ogólny wzrost mikrotwardości, co ma związek ze zmianami zachodzącymi w warstwie wierzchniej na skutek przeprowadzenia procesu tarcia.

Tab. 2. Zmiana średnich wartości mikrotwardości poszczególnych biomateriałów na skutek przeprowadzonego procesu tarcia

Materiał / Średnia wartość mikrotwardości	Stal 316L	Ti6Al14V	Vitalium
Wartość początkowa	165,46 HV	369,95 HV	359,72 HV
Wartość po procesie tarcia	180,83 HV	394,04 HV	384,62 HV

5. WNIOSKI/DYSKUSJA

Wraz ze wzrostem nacisku jednostkowego we wszystkich przebadanych biomateriałach, widoczny jest spadek wartości współczynnika tarcia statycznego. Najwyższy współczynnik tarcia statycznego zaobserwowany został dla stopu tytanu – około 0.3, natomiast dla stali 316L i vitalium jego wartości są zbliżone i wynoszą około 0.2.
Dalsza analiza współczynnika tarcia statycznego powinna opierać się o weryfikację tychże wartości z użyciem aparatury pozwalającej na otrzymanie bardziej dokładnych wyników.

6. LITERATURA

[1] Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000; Tom 4 Biomateriały; pod red. S. Błażewicza i L. Stocha; Wyd.1. Warszawa: Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, 2003.
[2] Biomechanika; pod red. R. Będzińskiego; Wyd.1. Warszawa: Warszawska Drukarnia Naukowa PAN, 2011.
[3] Stanowisko do badania współczynnika tarcia statycznego par trących typu: metal-polimer; Kowalewski P. Wieleba W.; Czasopismo Techniczne. M, Mechanika; R. 106, z. 1-M, s. 191-194; 2009.
[3] Tribologia; Z. Lawrowski; Wyd.2. Wrocław: Oficyna Wydawnicz Politechniki Wrocławskiej, 2008.

INFLUENCE OF THE UNIT PRESSURE ON THE STATIC FRICTION COEFFICIENT OF PARTICULAR BIOMATERIALS

Agnieszka GŁOWACKA, Eugeniusz ŚWITOŃSKI, Katedra Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej, Politechnika Śląska.
Robert MICHNIK, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska.

WYZNACZANIE SIŁ MIĘŚNIOWYCH PODCZAS CHODU DZIECI ZDROWYCH

1. WSTĘP

Szacowanie sił mięśniowych jest dość trudnym i złożonym zadaniem, gdyż nie ma możliwości bezpośredniego zmierzenia tych sił przy wykorzystaniu doświadczalnych metod badawczych. Autorzy wielu prac, do wyznaczania sił mięśniowych stosują modelowanie matematyczne. Jedną z metod określania sił mięśniowych podczas chodu jest metoda, w której na podstawie wyznaczonych wartości wypadkowych momentów sił mięśniowych w poszczególnych stawach kończyn dolnych w czasie cyklu chodu oraz znajomości parametrów mięśni obliczane są siły mięśniowe przy wykorzystaniu metod optymalizacji [5, 6]. Naukowcy z powodzeniem stosują również inną metodę, w której siły mięśniowe szacowane są na podstawie zarejestrowanych sygnałów elektrycznych (potencjałów czynnościowych mięśni) [1, 2, 3, 4]. Sygnały elektryczne wytwarzane przez mięśnie można zarejestrować przy użyciu urządzenia do elektromiografii powierzchniowej. W elektromiografii powierzchniowej do badań potencjałów czynnościowych mięśni wykorzystywane są elektrody powierzchniowe, przyklejane do skóry osoby badanej w odpowiednim miejscu.

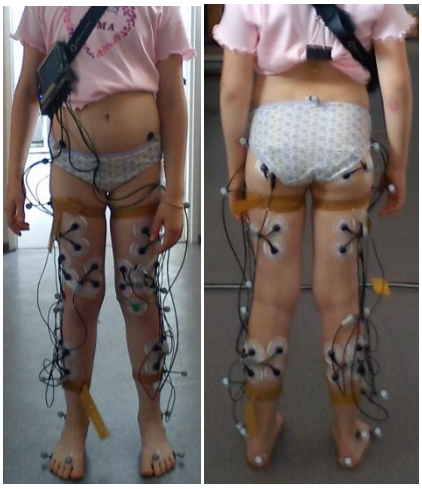
2. CEL I ZAKRES PRACY

Celem pracy jest określenie sił mięśniowych podczas chodu dla dzieci zdrowych na podstawie zarejestrowanych sygnałów sEMG. Praca zawiera syntetyczny opis metodyki badań potencjałów czynnościowych mięśni podczas chodu metodą elektromiografii powierzchniowej (sEMG) oraz algorytm do wyznaczania sił mięśniowych na podstawie zmierzonych wartości potencjałów czynnościowych mięśni, a także wyniki sił mięśniowych dla wybranych mięśni.

3. METODYKA BADAŃ POTENCJAŁÓW CZYNNOŚCIOWYCH MIĘŚNI

Badania aktywności mięśni podczas chodu zostały przeprowadzone w Górnośląskim Centrum Zdrowia Dziecka w Katowicach. Do badań wykorzystano 16-kanałowy zestaw do elektromiografii powierzchniowej BTS Pocket EMG. Zarejestrowano sygnał z 14 mięśni po siedem dla każdej kończyny. Badania zostały przeprowadzone zgodnie z wytycznymi projektu SENIAM. Oklejono następujące mięśnie: m. piszczelowy przedni, m. brzuchaty łydki głowa przyśrodkowa i boczna, m. prosty uda, m. obszerny boczny i przyśrodkowy, m. dwugłowy uda głowa długa (Rys.1). W celu przeprowadzenia normalizacji amplitudy sygnału wykonano test MVC (*Maximal Voluntary Contraction*), tzn. maksymalny skurcz w warunkach skurczu izometrycznego. Test MVC przeprowadzono na fotelu do ćwiczeń

oporowych. Na rys. 2 przedstawiono schematycznie pozycje, w których przeprowadzono test MVC. Badania przeprowadzono dla dziecka (chłopca) w wieku 13 lat (wzrost 155 cm, masa 45 kg).

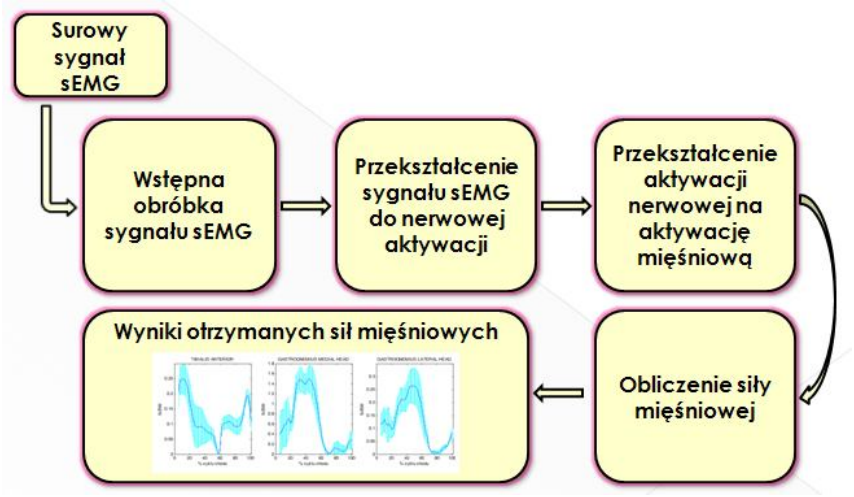


Rys. 1. Dziecko z naklejonymi elektrodami

Rys. 2. Pozycje, w których wykonano test MVC [7]

4. ALGORYTM PRZEKSZTAŁCAJĄCY SYGNAŁ sEMG NA SIŁĘ MIĘŚNIOWĄ

Konwertowanie sygnału sEMG na siłę generowaną przez mięśnie jest procesem kilkuetapowym. Na rys. 3 przedstawiono algorytm konwertowania sygnału sEMG na siłę mięśniową, który zaczerpnięto z następujących pozycji literaturowych [1, 2, 3, 4].

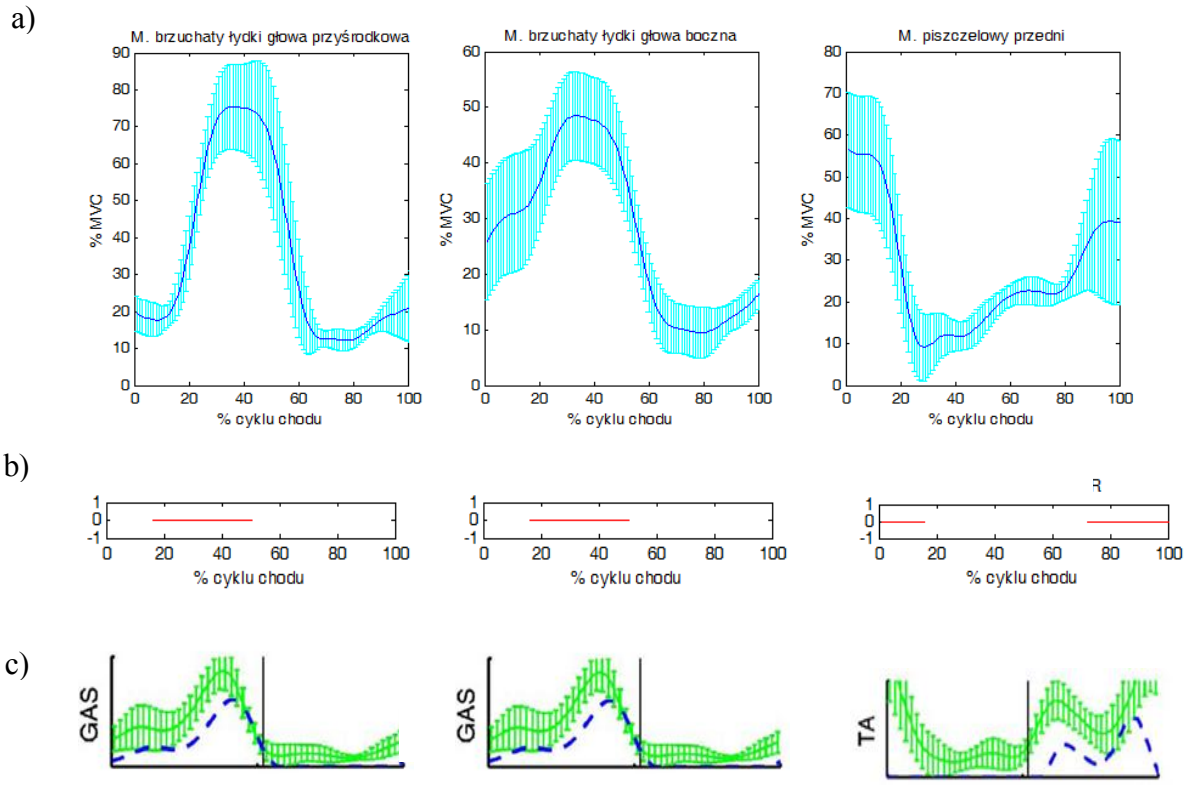


Rys. 3. Algorytm przekształcający sygnał sEMG na siłę wytwarzaną przez mięśnie

W pierwszej kolejności sygnał sEMG należy odpowiednio przygotować do dalszych obliczeń, a mianowicie:

- przefiltrować filtrem górnoprzepustowym Butterworth'a,
- zrektyfikować,
- wygładzić,
- przefiltrować filtrem dolnoprzepustowym Butterworth'a,
- znormalizować w czasie,
- dokonać normalizacji amplitudy (do MVC – maksymalnego skurczu izometrycznego).

Na rys. 4 przedstawiono przykładowo dla trzech mięśni sygnał sEMG wstępnie obrobiony. Dla tych mięśni porównano kształt krzywych sEMG z danymi dostępnymi w literaturze [10,11]. Porównano aktywność mięśni oraz kształt krzywych elektromiograficznych w ciągu całego cyklu chodu. Można zauważyć, iż mięśnie brzuchaty łydki głowa boczna i przyśrodkowa oraz mięsień piszczelowy przedni aktywują się w prawidłowy sposób oraz kształt krzywych jest jakościowo zgodny z danymi literaturowymi.



Rys. 4. Porównanie aktywności mięśni oraz kształtu otrzymanego sygnału sEMG z danymi literaturowymi dla mięśni brzuchatego łydki głowy przyśrodkowej i bocznej oraz piszczelowego przedniego: a) otrzymany sygnał sEMG znormalizowany do %MVC, b) wzorcowa aktywność mięśni podczas cyklu chodu c) wzorcowy sygnał sEMG (zielona linia) z danych literaturowych (niebieską przerywaną linią oznaczono pobudzenie mięśniowe)

Kolejnym etapem jest przekształcenie sygnału sEMG do nerwowej aktywacji (tzw. proces dynamicznej aktywacji). W tym celu wykorzystano filtr rekursywny drugiego rzędu – równanie (1). Filtr ten jest filtrem o nieskończonej odpowiedzi impulsowej i posiada w swojej budowie pętle sprzężenia zwrotnego, a każda próbka odpowiedzi zależy od

poprzednich. Filtracji cyfrowej sygnału dokonano za pomocą funkcji zaimplementowanej w środowisku Matlab.

$$u_j(t) = \alpha e_j(t-d) - \beta_1 u_j(t-1) - \beta_2 u_j(t-2) \quad (1)$$

gdzie:
$e_j(t)$ – przefiltrowany, zrektyfikowany i znormalizowany sygnał EMG dla j-tego mięśnia w czasie t,
$u_j(t)$ - przekształcony sygnał EMG dla j-tego mięśnia w czasie t do nerwowej aktywacji (proces zwany jest dynamiczną aktywacją),
α - współczynnik wzmocnienia dla j-tego mięśnia,
β_1, β_2 - rekursywne współczynniki dla j-tego mięśnia,
d - opóźnienie elektromechaniczne.
Aby rozwiązania równania (1) były stabilne, należy wprowadzić pewne ograniczenia:
$\beta_1 = C1 + C2$
$\beta_2 = C1 \cdot C2$
gdzie: $|C1| < 1$ oraz $|C2| < 1$
$\alpha - \beta_1 - \beta_2 = 1$ – jednostka wzmocnienia filtra.
Dane przyjęte w procesie filtracji zaczerpnięto z literatury [1]:
$C1 = 0.5$
$C2 = 0.5$
$d = 40\ [ms]$

Kolejnym etapem obróbki sygnału było przekształcanie sygnału z aktywacji nerwowej na aktywację mięśniową za pomocą zależności (2):

$$a_j(t) = \frac{e^{Au_j(t)} - 1}{e^A - 1} \quad (2)$$

gdzie:
$a_j(t)$ - aktywacja j-tego mięśnia,
$u_j(t)$ - przekształcony sygnał EMG dla j-tego mięśnia w czasie t,
A - nieliniowy współczynnik kształtu (przyjęto *A=0.1* z [1]).

Następnie obliczono siłę zgodnie z zależnościami (3-6). Do tego celu wykorzystano zmodyfikowany model mięśnia typu Hilla, w którym siła mięśniowa uzależniona jest od pobudzenia, długości mięśnia i prędkości skracania mięśnia.

$$F_{m,j}(t) = F_{mA,j} + F_{mB,j} \quad (3)$$

$$F_{mA,j} = F_{max,j} \cdot f_{ma,j}(l_{m,z}) \cdot f_{m,j}(v_{m,z}) \cdot a_j(t) \quad (4)$$

$$F_{mB,j} = f_{mb,j}(l_{m,z}) \cdot F_{max,j} \quad (5)$$

$$F_{max,j} = PCSA_j \cdot \sigma \quad (6)$$

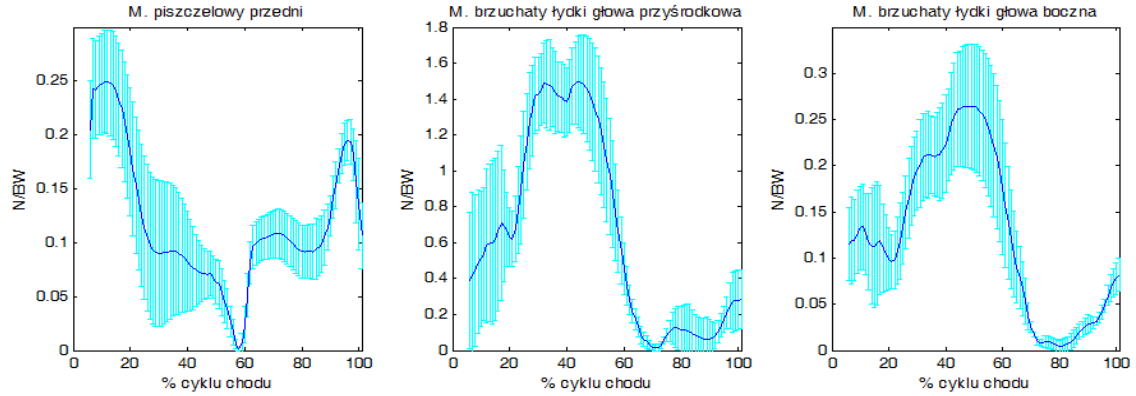
gdzie:
$F_{mA,j}$ – składowa czynna siły mięśniowej dla j-tego mięśnia,
$F_{mB,j}$ – składowa bierna siły mięśniowej dla j-tego mięśnia,
F_{maxj} – maksymalna siła przy skurczu izometrycznym dla j-tego mięśnia,
$PCSA_j$ – przekrój fizjologiczny dla j-tego mięśnia [cm^2],
σ – siła właściwa [N/cm^2] (siłę właściwą z zakresu 30-80 [N/cm^2] zaczerpnięto z danych literaturowych)
$f_{ma,j}(l_{m,z})$ – współczynnik charakteryzujący wpływ zmiany długości mięśnia dla składowej czynnej siły mięśniowej,

$f_{m,j}(v_{m,z})$ – współczynnik charakteryzujący wpływ zmiany prędkości skracania mięśnia dla składowej czynnej siły mięśniowej

5. WYNIKI OTRZYMANYCH SIŁ MIĘŚNIOWYCH

Na rys. 5 przedstawiono przykładowe wyniki otrzymanych sił mięśniowych dla kończyny lewej. Siły mięśniowe zostały uśrednione dla kilku przejść osoby badanej i odniesione do ciężaru ciała.

Przebiegi względnych wartości sił mięśniowych dla mięśnia piszczelowego przedniego kończyny prawej ukazują, iż mięsień ten jest najbardziej aktywny między 5% a 20% cyklu chodu, po czym siła maleje i ok. 60% cyklu chodu jej wartość wynosi zero, a następnie rośnie i między 95% a 100% cyklu chodu jej wartość wynosi 0,2 ciężaru ciała. Maksymalna wartość siły dla tego mięśnia przypada ok. 10% cyklu chodu i wynosi średnio ok. 0,25 ciężaru ciała. Aktywność mięśnia brzuchatego łydki głowy przyśrodkowej dla kończyny prawej jest największa między 30% a 50% cyklu chodu. Wartość maksymalna siły mięśniowej wynosi średnio ok. 1,4 ciężaru ciała i przypada w połowie cyklu chodu, natomiast między 70% a 100% cyklu chodu wartość siły w tym mięśniu jest niewielka. Mięsień brzuchaty łydki głowa boczna (również kończyna prawa) jest najbardziej aktywny między 20% a 60% cyklu chodu. Maksymalna wartość siły dla tego mięśnia przypada w połowie cyklu chodu i wynosi średnio nieco powyżej 0,25 ciężaru ciała.



Rys. 5. Siły mięśniowe otrzymane na podstawie przekonwertowanego sygnału sEMG

4. PODSUMOWANIE

Przedstawiony w artykule algorytm, do wyznaczania sił mięśniowych na podstawie przekształconego sygnału sEMG, może stać się ważnym uzupełnieniem w ocenie chodu dzieci zdrowych. Przeprowadzone badania umożliwiły stwierdzić, iż mięśnie, podczas całego cyklu chodu, aktywują się w prawidłowy sposób oraz, że otrzymany kształt krzywych sEMG jest porównywalny z danymi literaturowymi.

Znajomość odchyleń od wzorca chodu jest szczególnie ważna w przypadku dzieci z zaburzeniami neurologicznymi, a w szczególności z mózgowym porażeniem dziecięcym, gdyż dzieci te oprócz przeprowadzanej rehabilitacji, leczone są operacyjnie lub podawana jest im toksyna botulinowa.

Kolejny etap badań będzie zawierał wyznaczanie sił mięśniowych w oparciu o przestrzenny model matematyczny chodu dziecka. Siły mięśniowe wyznaczone na podstawie przekonwertowanego sygnału sEMG zostaną porównane co do wartości i kształtu z siłami mięśniowymi obliczonymi z wykorzystaniem modelowania matematycznego. Badania zostaną przeprowadzone na większej grupie dzieci zdrowych oraz dzieci z zaburzeniami neurologicznymi.

Praca naukowa finansowana ze środków Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego na naukę w ramach projektu badawczego promotorskiego Nr N N518 384337

Projekt został sfinansowany ze środków Narodowego Centrum Nauki przyznanych na podstawie decyzji numer DEC-2011/01/B/NZ7/02695

LITERATURA

[1] Buchanan T.S., Lloyd D.G., Manal K., Besier T.F.: Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command, Journal of Applied Biomechanics, 2004, Nov, 20(4), s. 367-395.
[2] Lloyd D.G., Besier T.F.: An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo, Journal of Biomechanics, 2003, Jun, 36(6), s. 765-776.
[3] Shao Q., Bassett D.N., Manal K., Buchanan T.S.: An EMG-driven model to estimate muscle forces and joint moments in stroke patients, Computers in Biology and Medicine, 2009, December, Volume 39, Issue 12, s. 1083-1088.
[4] Heintz S., Gutierrez-Farewik E.M.: Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach, 2007, July, Volume 26, Issue 2, s. 279-288.
[5] Michnik R., Jurkojc J., Pauk J.: Identification of muscles forces during gait of children with foot disabilities, Mechanika, 2009, Nr 6(80), s. 48-51.
[6] Michnik R., Jurkojć J., Jureczko P., Guzik A., Tejszerska D.: Identification of loads in the lower limb joints during gait for patients after total knee or hip replacement, XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports Symposium 2006, Salzburg – Austria (http://w4.ub.uni-konstanz.de/cpa/issue/view/ISBS2006 – 15.05.2011).
[7] Nishijima Y., Kato T., Yoshizawa M., Miyashita M., Iida H.: Application of the segment weight dynamic movement method to the normalization of gait EMG amplitude, Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 20, ss. 550-557, 2010.
[8] De Lisa J. A.(ed), Gait Analysis in the science of rehabilitation, Monograph 002, 1998.
[9] Nałęcz M., Będziński R. i in.: Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000, T.5: Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2004.
[10] Vaughan Ch. L., Davis B.L., O'Connor J.C.: Dynamics of human gait, KibohoPublisher, Cape Town, 1999.
[11] Sasaki K., Neptune R.R.: Differences in muscle function during walking and running at the same speed, Journal of Biomechanics, 2006, 39(11), s. 2005-2013.

ESTIMATION OF MUSCLE FORCES DURING GAIT OF HEALTHY CHILDREN

Agnieszka HANTKE[1], Robert MICHNIK[2], Jacek JURKOJĆ[2], Harald SKUBACZ[3], Magdalena GRUSZKA[1]
[1]Studenckie Koło Naukowe Biomechatroniki „Biokreatywni"
[2]Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska
[3]Zespół Szkół Sportowych im. J. Kusocińskiego w Zabrzu

BADANIA STABILOGRAFICZNE GIMNASTYCZEK SPORTOWYCH

Streszczenie: W pracy przedstawiono wyniki badań stabilograficznych gimnastyczek sportowych Zespołu Szkół Sportowych w Zabrzu. Badania przeprowadzono na platformie stabilometrycznej Zebris FDM-S. Pomiary przeprowadzono w trzech pozycjach z oczami otwartymi: stanie obunóż, stanie na prawej oraz lewej kończynie.

1. WSTĘP

Gimnastyka jest jedną z najstarszych form ruchu pozwalających na rozwój ciała i osiąganie sprawności fizycznej. Gimnastyka już na pierwszych igrzyskach została uznana za dyscyplinę olimpijską. Gimnastyka sportowa pozwala harmonijnie rozwijać ciało, umożliwia ćwiczenie takich cech jak siła, gibkość oraz równowaga [6,8]. Wiele elementów wykonywanych przez gimnastyczki wymaga dobrej koordynacji ruchowej oraz zdolności utrzymywania równowagi, prawidłowe wykształcenie tych mechanizmów odgrywa znacząca rolę na drodze do zdobycia mistrzostwa sportowego [4,6]. Jedną z najczęściej stosowanych metod do oceny stabilności ciała są badania stabilograficzne, metoda analizująca przemieszczenia rzutu środka ciężkości w płaszczyźnie podparcia. Badania stabilograficzne opierają się na teście Romberga, oceniającym równowagę podczas spokojnego stania na dwóch kończynach dolnych z oczami otwartymi i zamkniętymi. Badania stabilograficzne sportowców umożliwiają obiektywną diagnostykę funkcjonalną, będącą kluczem do zapobiegania urazom oraz wspieranie rozwoju zawodnika [2,4,6,7].

2. METODYKA BADAŃ

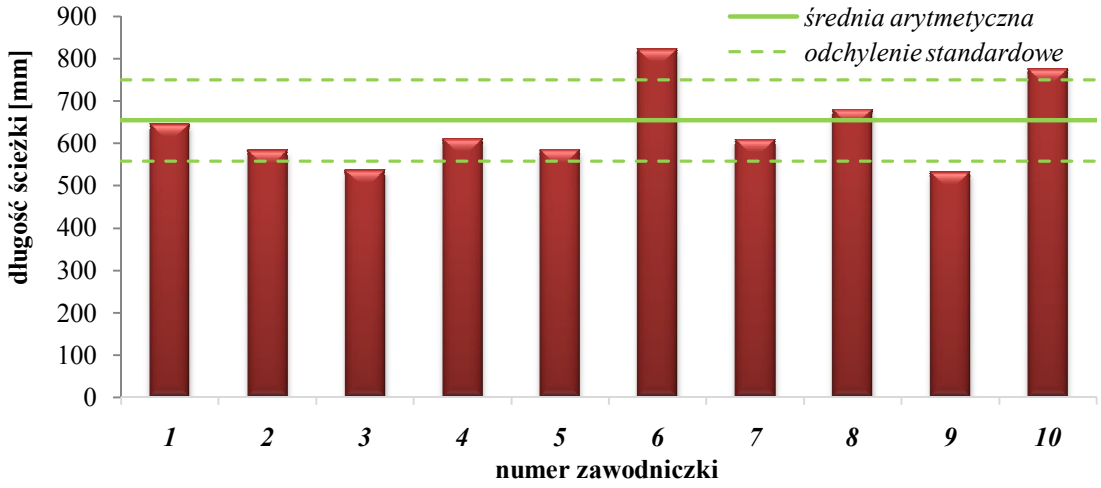
W ramach pracy przeprowadzono badania stabilograficzne gimnastyczek sportowych. Badaniami objęto 10 zawodniczek w wieku 9 lat, należących do Zespołu Szkół Sportowych w Zabrzu. Badane osoby charakteryzowały się dobrym zdrowiem, nie wykazywały żadnych urazów kończyn dolnych oraz tułowia. Pomiary stabilograficzne przeprowadzono w następujących pozycjach: stanie obunóż - oczy otwarte (**SOO**), oczy zamknięte, (**SOZ**), pozycja stojąca - dolna kończyna prawa (**SOOP**), dolna kończyna lewa (**SOOL**). W każdej z badanych pozycji dane pomiarowe rejestrowano podczas 30 -sekundowej próby. W skład stanowiska pomiarowego wchodziła platforma stabilometryczna FDM-S firmy Zebirs oraz komputer wyposażony w oprogramowanie do akwizycji i przetwarzania danych pomiarowych.

3. WYNIKI BADAŃ

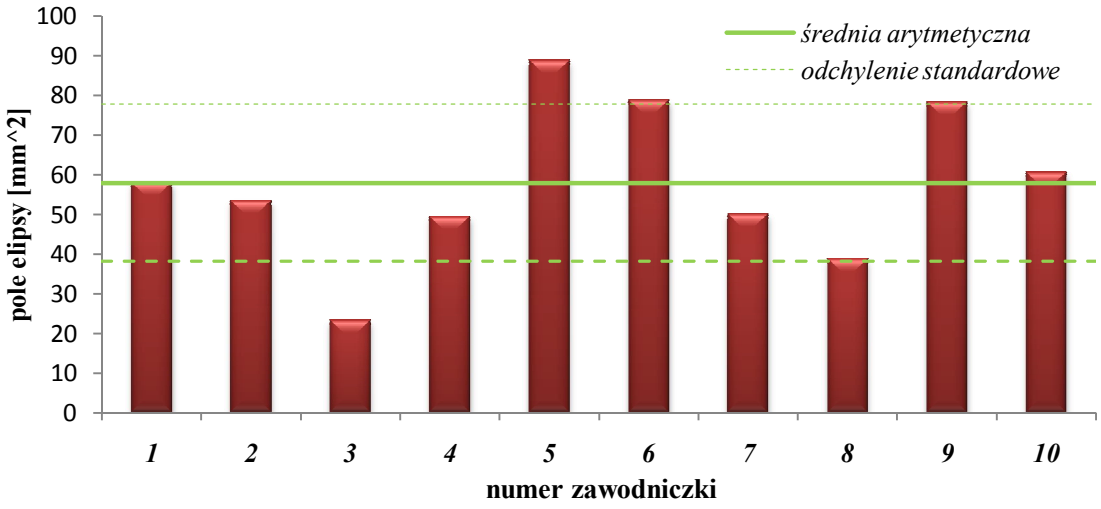
Na podstawie przeprowadzonych pomiarów wyznaczono wybrane wskaźniki stabilności ciała gimnastyczek sportowych podczas SOO, SOOP oraz SOOL:

- długość ścieżki podparcia,
- pole elipsy, w obrębie której oscylował rzut środka ciężkości w płaszczyźnie podparcia.

Analizie poddano również rozkład obciążeń prawej i lewej kończyny dolnej dla próby SOO. Wartość analizowanych wskaźników stabilności ciała wraz z średnią dla badanej grupy podczas stania obunóż z oczami otwartymi przedstawiono w postaci graficznej (Rys.1, Rys.2). Graficzną prezentację wybranych wskaźników stabilności ciała gimnastyczek sportowych podczas stania na jednej kończynie z oczami otwartymi przedstawiono na rys. 4 i rys. 5.

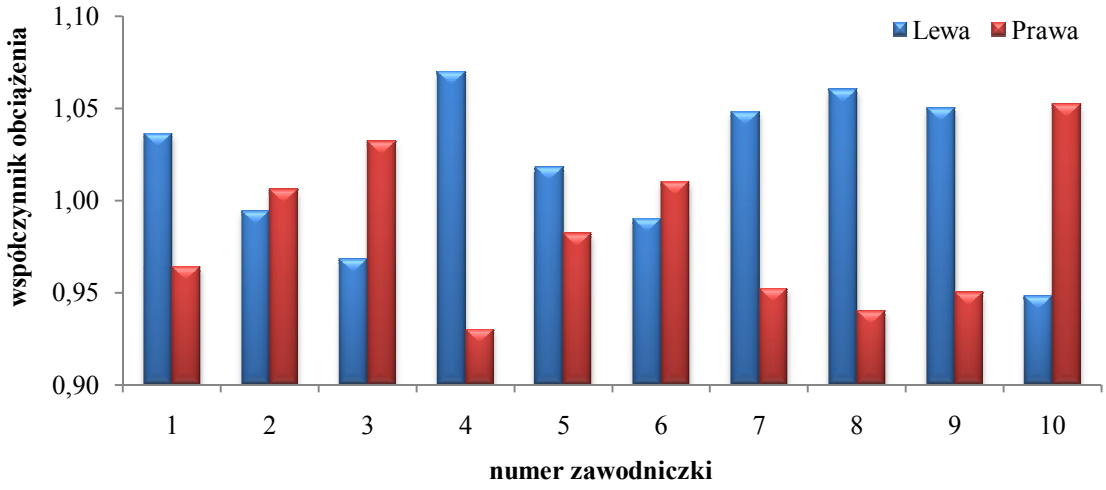


Rys. 5. Długość ścieżki podczas stania obunóż z oczami otwartymi, kolorem zielonym oznaczona została średnia dla badanej grupy

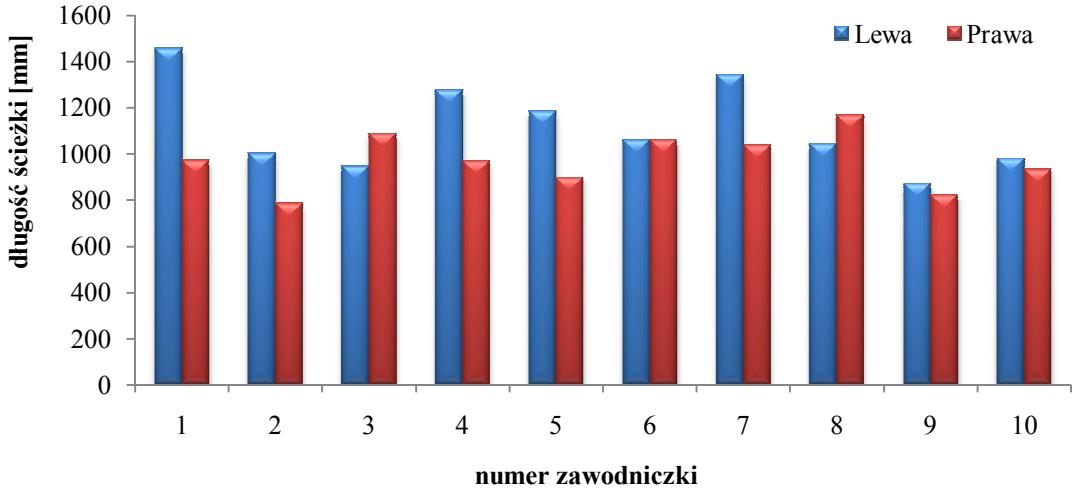


Rys. 6. Pole elipsy podczas stania obunóż z oczami otwartymi, kolorem zielonym oznaczona została średnia dla badanej grupy

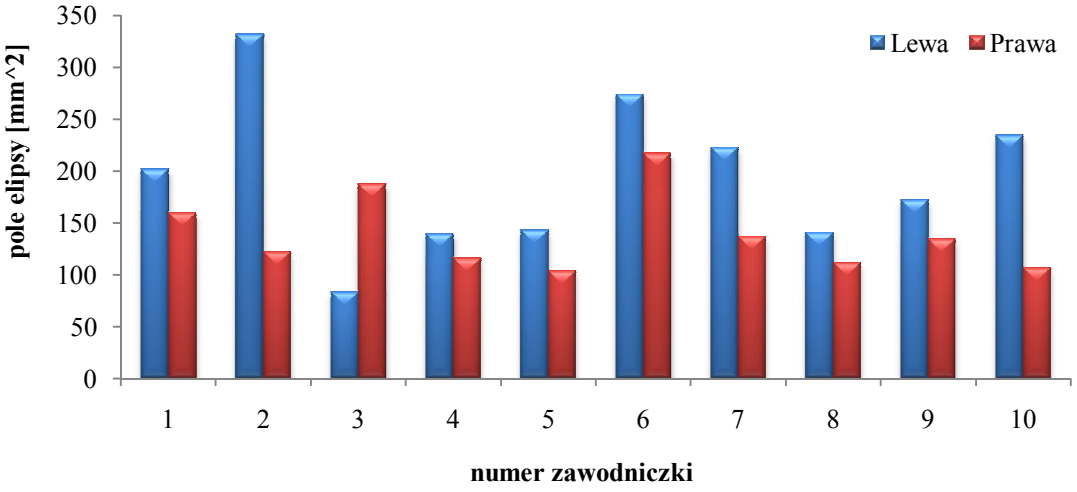
Analiza obciążeń kończyn dolnych przedstawiona jako bezwymiarowy współczynnik obciążeń (Rys.3), umożliwiła weryfikację asymetryczności rozkładu obciążeń podczas stania obunóż z oczami otwartymi. Wartość tego współczynnika wyznaczono dla każdej kończyny osobno, jako stosunek średniej wartości reakcji podłoża wyznaczony w próbie SOO odniesiony do połowy ciężaru ciała badanej osoby.



Rys. 7. Rozkład obciążeń kończyn dolnych podczas stania obunóż z oczami otwartymi, kolorem niebieskim oznaczona została kończyna lewa, czerwonym kończyna prawa



Rys. 8. Długość ścieżki podczas stania na jednej kończynie dolnej z oczami otwartymi, kolorem niebieskim oznaczona została kończyna lewa, czerwonym kończyna prawa



Rys. 9. Pole elipsy podczas stania na jednej kończynie dolnej z oczami otwartymi, kolorem niebieskim oznaczona została kończyna lewa, czerwonym kończyna prawa

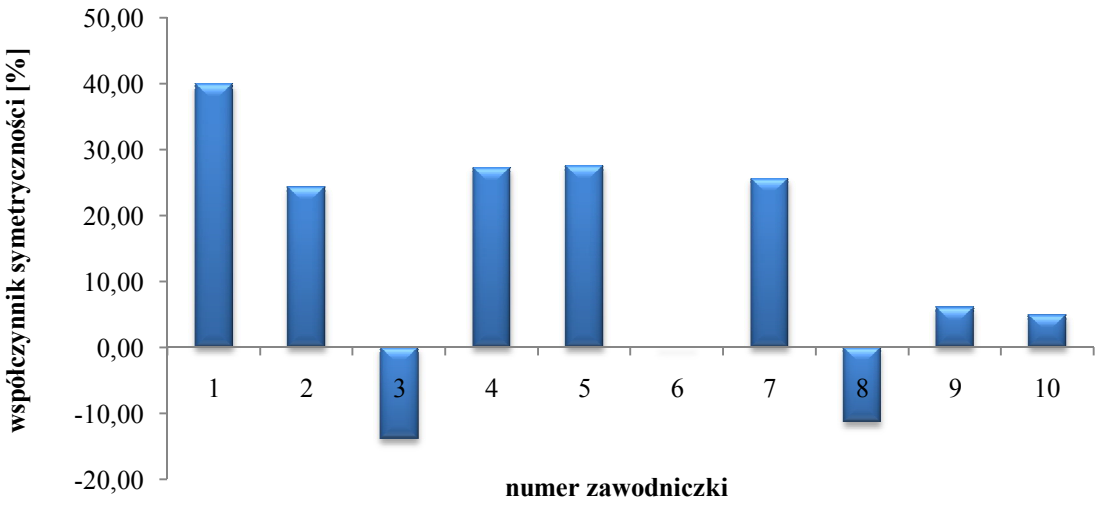
4. ANALIZA WYNIKÓW BADAŃ

Uzyskane w trakcie przeprowadzonych badań wyniki pozwoliły na ocenę zdolności koordynacyjnych badanych zawodniczek, w oparciu o parametry stabilograficzne uzyskane trakcie prób SOO, SOOp, SOOL. Ze względu znikomą liczbę publikacji prezentujących wyniki badań stabilograficznych dla dzieci w wieku 8-10 lat, oceny zdolności utrzymywania równowagi dokonano wyznaczając wartość średnią analizowanych parametrów. Następnie przyjęto założenie, że wyniki mieszące się w 95% przedziale ufności można uznać jako prawidłowe. Na podstawie wyników badań w próbie SOO (Rys.1, Rys.2) można stwierdzić, że najlepsze zdolności utrzymywania równowagi posiada zawodniczka 3, u której wartość ścieżki podparcia była krótsza od wyznaczonego przedziału ufności oraz pole elipsy było mniejsze niż dolna granica przedziału ufności. Wartość długości ścieżki podparcia oraz pola elipsy dla zawodniczek nr 6 i 10 znacznie przewyższają średnią dla badanej grupy. Wartość wskaźnika większą od średniej uzyskała również zawodniczka nr 8 dla długości ścieżki podparcia (Rys.1) oraz zawodniczki nr 5 i 9 dla pola elipsy (Rys.2). Sobera [5] przeprowadziła badania charakteryzujące proces utrzymywania równowagi ciała u dzieci w wieku 2 – 7 lat. W pracy tej wykazano, że pole elipsy obu kończyn dolnych u dzieci w wieku 7 lat, podczas stania obunóż z oczami otwartymi wynosi 60 – 70 mm^2 [5]. Pole elipsy zawodniczek nr 5, 6 i 9 przekracza przedstawiony zakres, zawodniczka nr 10 mieści się w dolnej granicy przedziału, pozostałe osoby charakteryzuje wyraźnie mniejsza wartość pola elipsy (Rys.2).

Analiza parametrów stabilograficznych z próby SOOP i SOOL pozwoliła stwierdzić (zgodnie z oczekiwaniami), że parametry wyznaczone w tych próbach są zancznie większe niż w próbie SOO. Wartość długości ścieżki w próbach SOOP i SOOL jest o 1,6 razawiększ niż w próbie SOO, natomiast pole elipsy jest prawie trzykrotnie większe.

Analiza parametrów w próbach SOOL i SOOP wykazała różnicę w wartościach weryfikowanych wielkości pomiędzy kończyną lewą oraz prawą. Wyraźna różnica wartości pola elipsy pomiędzy kończynami, wystąpiła u zawodniczki nr 2 (Rys.5). Na rysunku nr 6 przedstawiono współczynnik symetryczności długości ścieżki podparcia, na podstawie którego określić można procentową różnicę pomiędzy kończynami.

Każdą z badanych osób charakteryzuje asymetria rozkładu obciążeń kończyn dolnych (Rys.3). W pracy Sobery [5] przedstawiono współczynnik obciążeń kończyn dolnych. Zanotowano znaczną asymetryczność w obciążeniach obu kończyn dolnych u dzieci w wieku 7 lat, przy czym, większe obciążenie przyjmuje lewa kończyna dolna niż prawa. Średnia wartość współczynnika obciążenia wynosi 1.03 ± 0.15 dla kończyny lewej oraz $0,97 \pm 0.15$ dla kończyny prawej. Analiza współczynnika obciążeń kończyn dolnych podczas stania obunóż badanych gimnastyczek, wykazuje że wszystkie zawodniczki mieszczą się w podanej granicy, przy czym, zawodniczki nr 2, 3, 6 i 10 charakteryzuje zwiększone obciążenie kończyny prawej, dla pozostałych badanych większe obciążenie przenosi kończyna lewa (Rys.3). Znaczna asymetria w wielkości obciążeń kończyn dolnych może być jednym z czynników skutkujących w przyszłości urazem. Kolejnym wskaźnikiem diagnozującym możliwość wystąpienia urazów jest wskaźnik symetryczności parametrów stabilograficznych wyznaczonych w próbach SOOP i SOOL. Wskaźnik ten zdefiniowano jako stosunek różnicy pomiędzy parametrami wyznaczonymi w próbach SOOP i SOOL odniesiony do parametrów wyznaczonych w próbie SOOP. Na rys. 6 przedstawiono wartości tego wskaźnika dla długości ścieżki, można zauważyć, że największy współczynnik symetryczności długości ścieżki podparcia uzyskała zawodniczka nr 1, dla której wartość długości ścieżka kończyny lewej jest o 40 % większa od ścieżki dla kończyny prawej. Tylko u trzech badanych zawodniczek wartość tego współczynnika mieści się w bezpiecznej granicy od -10 do 10%.



Rys. 10. Współczynnik symetryczności długości ścieżki podparcia podczas stania na jednej kończynie dolnej z oczami otwartymi

Zestawiając ze sobą współczynniki symetryczności obciążeń oraz symetryczności parametrów stabilograficznych w próbach SOOP i SOOL, można stwierdzić że, największe prawdopodobieństwo odniesienia kontuzji występuje u zawodniczek 4 i 8. U zawodniczki 4 wskaźnik symetryczności obciążeń wynosi 14%, wskaźnik symetryczności długości ścieżki 24%, pola elipsy 16%. Dla zawodniczki 8 wartości wyżej wymienionych wskaźników odpowiednio wynoszą: 12% (symetria obciążenia), -12% (symetria długości ścieżki) i 21% (symetria pola elipsy).

5. PODSUMOWANIE

Przeprowadzone pomiary stabilograficzne są jednym z elementów oceny biomechanicznej gimnastyczek sportowych. Wyznaczone w ramach pracy parametry stabilograficzne stanowią

istotne wskazówki dla trenerów badanych gimnastyczek sportowych. Przedstawiono w pracy analiza wyników badań umożliwia ocenę stabilności utrzymywania postawy stojącej badanych zawodniczek, która jest istotnym elementem w większości wykonywanych akrobacji. Badania pozwoliły również na wstępną ocenę możliwości wystąpienia ewentualnych urazów sportowych badanych gimnastyczek.

6. LITERATURA

[1] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M.: „Biomechanika narządu ruchu człowieka", Gliwice 2011.
[2] Wychowański M.; „Wybrane metody oceny dynamiki układu ruchu", Warszawa 2008.
[3] Golema M.; „Wielkość przemieszczeń części ciała człowieka utrzymującego równowagę", Warszawa 2003.
[4] Bączkowicz D., Borzucka D., Charśna J., Wojciechowska - Maszkowaska B.: „Analiza parametrów stabilograficznych w postawie stojącej obunóż i w staniu na rekach" Opole 2004.
[5] Sobera M.: „Charakterystyka procesu utrzymywania równowagi ciała u dzieci w wieku 2-7 lat" , Wrocław 2010.
[6] Sztetner-Roszkowska A., Roszkowski R., Niziński T.: „Dynamika rozwoju równowagi statycznej u dzieci w wieku 6 – 8 lat trenujących gimnastykę sportową" Warszawa 2007.
[7] Charaśna J., Kuczyński M.: „ O lepszą trafność diagnozy: czy ocena stabilności postawy stojącej zależy od czasu pomiaru?", Opole 2005.
[8] www.zss-iskra.com.

STABILOGRAPHIC STUDY OF SPORTS GYMNASTS

Danuta JASIŃSKA-CHOROMAŃSKA, Wojciech CREDO, Ksawery SZYKIEDANS, Łukasz RZESZOTEK, Jan SEMENIUK, Marcin ZACZYK, Instytut Mikromechaniki i Fotoniki, Politechnika Warszawska, Warszawa

PROBLEMY PROJEKTOWANIA NAPĘDÓW DO UKŁADU WSPOMAGANIA RUCHU OSÓB NIEPEŁNOSPRAWNYCH

Streszczenie. Celem projektu było opracowanie i zbudowanie oryginalnych technicznych modeli napędów do zastosowania w Systemie Pionizacji i Wspomagania Ruchu (SPiWR).System ten przeznaczony jest dla osób z niedowładem kończyn dolnych, zgodnie z najnowszymi tendencjami występującymi w dziedzinie bioniki[8,9]. W proponowanym rozwiązaniu osoba niepełnosprawna porusza się dzięki zastosowaniu mechanicznego układu do którego mocowane są kończyny dolne, zastępującego ich funkcje poprzez wymuszony ruch odtwarzający w znacznym zakresie naturalny ruch kończyn dolnych[2,3,4]. W artykule przedstawiono problematykę doboru układów napędowych systemu.

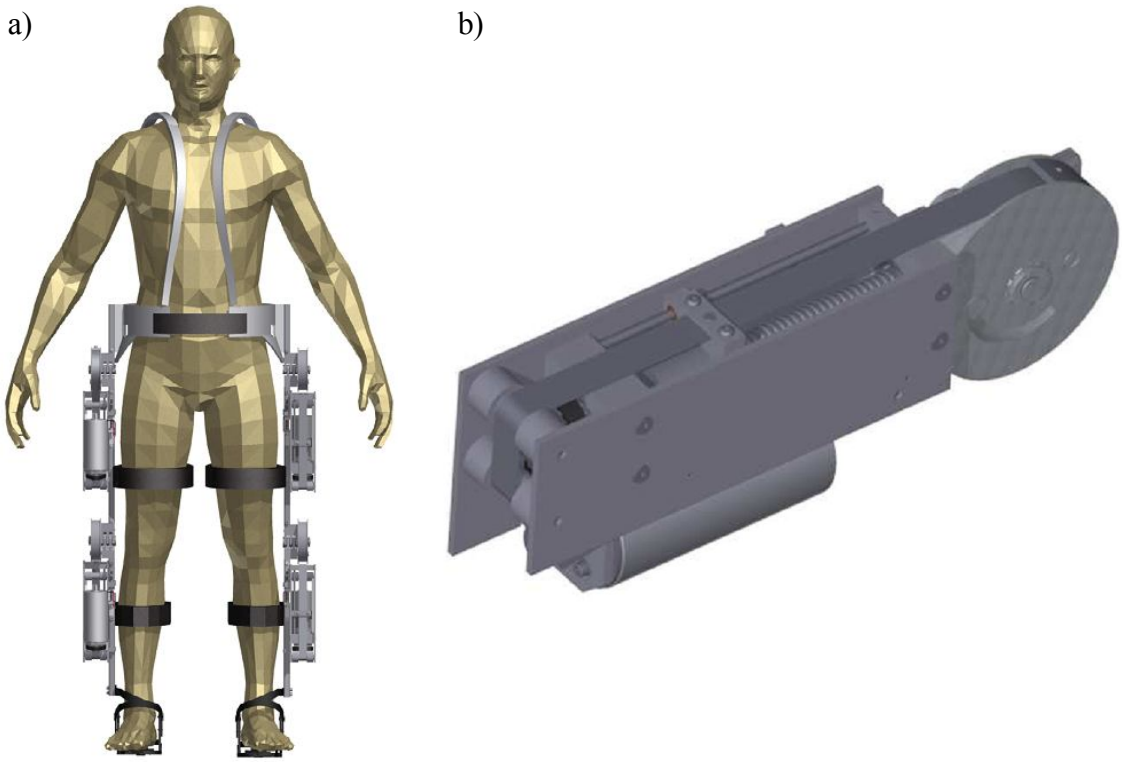
1. WPROWADZENIE

Projekt jest adresowany do osób z niedowładem kończyn dolnych, które do przemieszczania się używają na ogół wózków inwalidzkich. Ten sposób poruszania się ma wiele zalet, z których największą jest poczucie bezpieczeństwa osoby niepełnosprawnej wynikające ze stabilności pojazdu. Korzystanie z wózka inwalidzkiego jest jednak także źródłem istotnych ograniczeń. Osoba na wózku patrzy na otaczający świat z innej perspektywy, niż osoby sprawne. Wiele elementów infrastruktury życiowej znajduje się poza zasięgiem jej wzroku i rąk. Można tu wymienić choćby punkty obsługi klientów w urzędach, półki i regały sklepowe, kasy czy też automaty sprzedające produkty i usługi. W wymienionych przypadkach położenie podstawowych elementów obsługi nie jest dostosowane do usytuowania osoby niepełnosprawnej.

Jednym z możliwych rozwiązań tego problemu jest tzw. pionizacja czyli ustawienie w pozycji pionowej osób z bezwładem kończyn dolnych. Istnieje wiele znanych rozwiązań technicznych służących do pionizacji pacjentów stosowanych zależnie od ich stanu zdrowia. Są to m.in.: łóżka pionizacyjne, urządzenia pionizacyjne, w szczególności dla dzieci, mobilne stoły pionizacyjne, wózki pionizujące, a także parapodia: statyczne, dynamiczne, mobilne i wertykalne.

Niektóre z przyrządów mogą być wykorzystane do przemieszczania osób niepełnosprawnych, ale wymagana jest do tego pomoc innej osoby. Samodzielne poruszanie się jest możliwe przy użyciu parapodium dynamicznego, jednak wyłącznie po powierzchniach płaskich, bez możliwości pokonywanie jakichkolwiek przeszkód.

a) b)



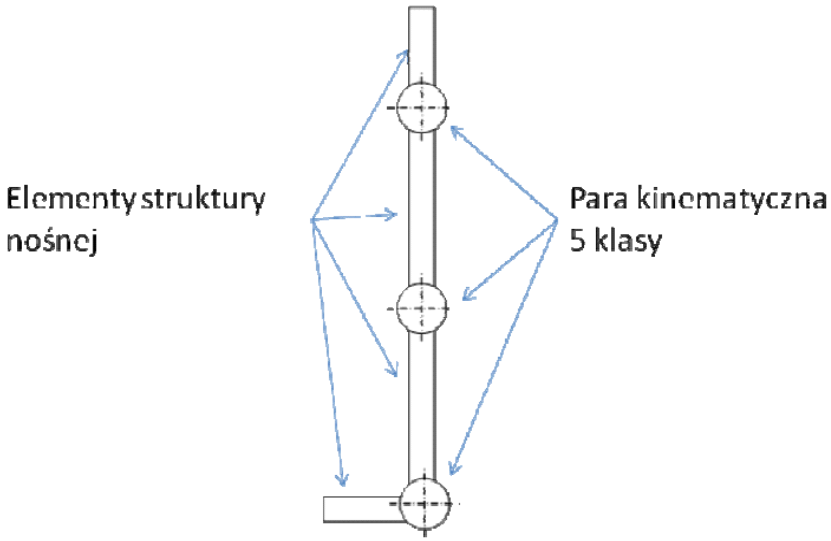
Rys. 1. System pionizacji i wspomagania ruchu
a) Szkielet nośny z układem napędowym b) Układ napędowy

Celem Systemu Pionizacji i Wspomagania Ruchu w którym zastosowano układ napędowy, będący tematem tego artykułu,jest zwiększenie możliwość użytkownika podczas samodzielnego poruszania się. System umożliwia nie tylko wykonanie podstawowych czynności jak wstawanie i siadanie, ale również poruszanie się po schodach oraz chodzenie po powierzchni o różnym stopniu nachylenia. Dzięki temu rozwiązaniu, osoby sparaliżowane mogą samodzielnie wykonywać czynności, które do tej pory były dla nich niedostępne, co wpływa pozytywnie na ich funkcjonowanie w społeczeństwie.

2. WYMAGANIA DLA UKŁADU NAPĘDOWEGO

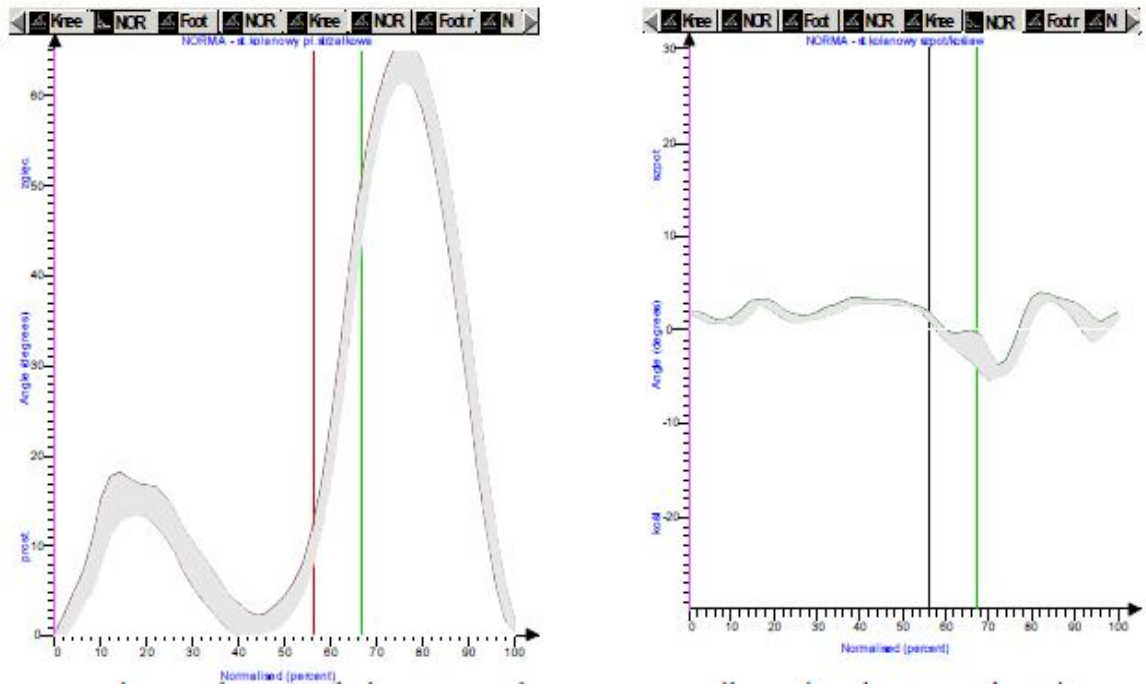
Wymagania ogólne

Najważniejszym zespołem całego systemu wspomagania ruchu jest układ napędowy zaprojektowany specjalnie do tego urządzenia[6].Wstępna koncepcja kinematyczna układu wspomagania chodu osoby niepełnosprawnej zakłada połączenie poszczególnych członów struktury SPIWR przegubami jednoosiowymi (Rys.)[7]. Taki układ w uproszczeniu imituje ruchy kończyn zdrowego człowieka[9]. Z punktu widzenia zadania zdefiniowania podstawowych wymagańdla napędów istotna jest analiza przemieszczeńkątowych w poszczególnych stawach, w trzech płaszczyznach: strzałkowej, czołowej i poprzecznej. W projekcie SPIWR uwagęskupiono głównie na odzwierciedleniu ruchów w płaszczyźnie strzałkowej, ze względu na fakt, że osie wszystkich przegubów jednoosiowych konstrukcji sąw przybliżeniu prostopadłe do tej płaszczyzny.



Rys. 2. Układ kinematyczny jednej strony SPIWR przyjęty do analizy wymagań

W celu zdefiniowania podstawowych wymagań stawianych napędom przeprowadzono analizękinematycznąprzemieszczeńposzczególnych członów i przegubów zachodzących w czasie chodu w płaszczyźnie strzałkowej.
Na rys. 3 przedstawiono wg [1] przebiegi względnych przemieszczeńkątowych zachodzących kolejno w stawie biodrowym, kolanowym i skokowym w płaszczyźnie strzałkowej w zależności od % cyklu chodu.



Rys. 3. Kinematyka stawu biodrowego, kolanowego i skokowego w płaszczyźnie strzałkowej w zależności od % cyklu chodu; wg [1]

W przypadku zdrowego człowieka przyjmuje siępowszechnie, że średnia prędkośćchodu jest równa 5km/h (≈ 1,4m/s). W przypadku osoby niepełnosprawnej, posługującej sięprojektowanym urządzeniem SPIWR, prędkośćtęmożna określićna poziomie

maksymalnymrównym 2,5km/h (≈ 0,7m/s). Szacunkowa długośćjednego kroku człowieka wynosi około 0,5-0,6m. 100% cyklu chodu odpowiada sytuacji postawieniadwóch kolejnych kroków.

Na podstawie przytoczonych powyżej danych łatwo oszacować, że pełny cykl chodu osoby wyposażonej w urządzenie SPIWR może trwać około 1,4-1,7s. Powyższe dane w zestawieniu z przebiegami przemieszczeń kątowych (rys. 3) są punktem wyjścia do oszacowania maksymalnych prędkości kątowych ruchu w poszczególnych przegubach. Wyznaczone na tej podstawie wartości przedstawiono w tabeli 1.

Tab. 1. Szacunkowe wartości prędkości obrotowych w poszczególnych stawach podczas chodu

Staw	**Maksymalne przemieszczenie kątowe**	**Czas przemieszczenia [% cyklu chodu]**	**Czas [s]**	**Prędkość obrotowa [obr/min]**
Biodrowy	45°	29	0,4 – 0,5	15 – 18,8
Kolanowy	65°	22	0,3 – 0,4	27 – 36
Skokowy	26°	22	0,3 – 0,4	10,8 – 14,4

W przypadkach, gdy wykonywane sąruchy innego typu, zakresy kątowe ruchu w poszczególnych stawach mogą być odpowiednio większe. W tabeli 2 przedstawiono szacunkowe wartości zakresów kątowych ruchu w poszczególnych stawach w trakcie wchodzenia lub schodzenia ze schodów.

Tab. 2. Zestawienie przybliżonych zakresów ruchu w poszczególnych stawach rozpatrywanychw płaszczyźnie strzałkowej podczas wchodzenia i schodzenia ze schodów

Staw	**Zakres ruchu kątowegoprzy wchodzeniu na schody**	**Zakres ruchu kątowegoprzy schodzeniu ze schodów**
Biodrowy	**70°**	**30°**
Kolanowy	**100°**	**90°**
Skokowy	**30°**	**50°**

Oszacowanie momentów rozwijanych przez układy napędowe

Przyjęto,że największe obciążenie napędów stawu kolanowego zaistnieje w fazie wspomagania czynności wstawania pacjenta z pozycji siedzącej. Rozpatrzmy przypadek najtrudniejszy, w którym zakładamy, że napędy układów wspomagania dwóch stawów kolanowych będąmusiały pokonaćmoment statyczny wynikający z działania ¾ siły ciężkości ciała człowieka na ramieniu równym długości kości udowej. Dla zbadania przypadku granicznego załóżmy również, że osoba wstająca nie wykonuje w trakcie wstawania, naturalnego dla zdrowego człowieka, przenoszenia środka ciężkości ciała ku przodowi poprzez pochylanie tułowia. Obliczenia wykonano dla następujących danych:

- maksymalna masa osoby: m = 120 kg
- długośćkości udowej osoby: l = 0,5 m
- zredukowana siła ciężkości:

$$Q = 0{,}75 \cdot 120\ \text{kg} \cdot 9{,}81\ {}^{\text{N}}/_{\text{kg}} = 883\ \text{N} \tag{1}$$

Stąd maksymalny moment rozwijany przez napęd stawu (przegubu) kolanowego wynosi:

$$M = (883\ \mathrm{N} \cdot 0{,}5\ \mathrm{m})/2 = 221\ \mathrm{Nm} \quad (2)$$

Metodyka doboru napędów wskazuje na koniecznośćokreślenia nie tylko momentu maksymalnego, ale równieżmomentu obciążającego napędy w sposób ciągły. Należy, bowiem wziąć pod uwagę, że:

- oszacowana wartość momentu maksymalnego dotyczy najbardziej obciążonegostawu; w pozostałych stawach obciążenia będą mniejsze,
- u osób o mniejszej masie, niż założona w obliczeniach, wymagane momenty będąmiały mniejsze wartości,
- w praktyce, obciążenia układów wykonawczych podczas wstawania z krzesła będąmniejsze, gdyż układ sterowania urządzenia SPIWR będzie wspierał naturalną tendencję do wychylania się użytkownika w trakcie wstawania ku przodowi, co w istotny sposób zmniejszy wartości momentów obciążających stawy.

Przeprowadzone obliczenia i analiza możliwych do występowania momentów obciążających, pozwoliły na określenie wartościmomentu ciągłego rozwijanego przez napęd stawu kolanowego, którego wartośćnie powinna być mniejszaniż 100Nm.
Ostatecznie dla pierwszej, badawczej wersji napędu przyjęto następujące wymagania:

- przenoszony moment: M = 300Nm
- prędkość obrotowa: 45°/s
- zakres kątowy: 120°

Dodatkowymi wymaganiami stawianymi przed konstrukcją są:

- możliwość wbudowania przetworników położenia kątowego,
- brak samohamowności
- minimalizacja masy oraz gabarytu napędu

Wybór koncepcji

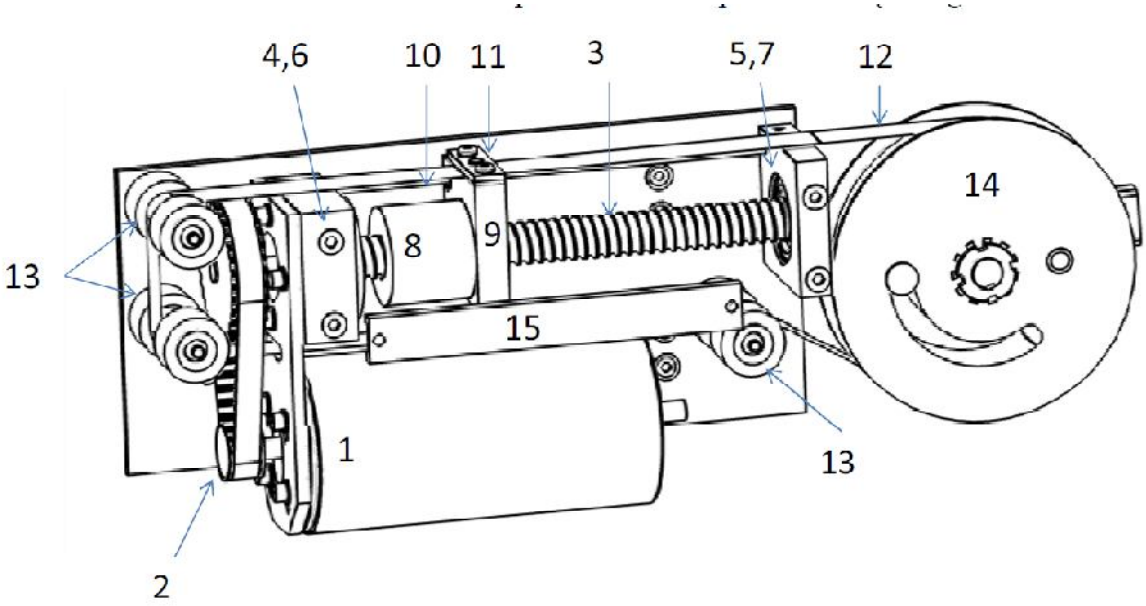
W wyniku pogłębionej dyskusji przyjęto, że układ wspomagania chodu osób niepełnosprawnych będzie napędzany napędami elektrycznymi. Zadecydowały o tym głównie czynniki związane z bezpieczeństwem użytkowania takich napędów, ich wysoką niezawodnością, prostotą serwisu oraz wspólnym źródłem zasilania układów napędowych, pomiarowych i sterujących.

Porównując obliczone momenty oraz zakresy kątowe występujące w stawach biodrowym oraz kolanowym zdecydowano się na zaprojektowanie jednej konstrukcji układu napędowego dla obu tych stawów. Jedyną różnicą jest rozłożenie zakresu kątowego, tzn. dla stawu kolanowego realizowany jest zakres kątowy od 0° do 120°, natomiast dla stawu biodrowego zakres ten wynosi od -15° do 105°.

3. OPIS REALIZOWANEJ KONSTRUKCJI

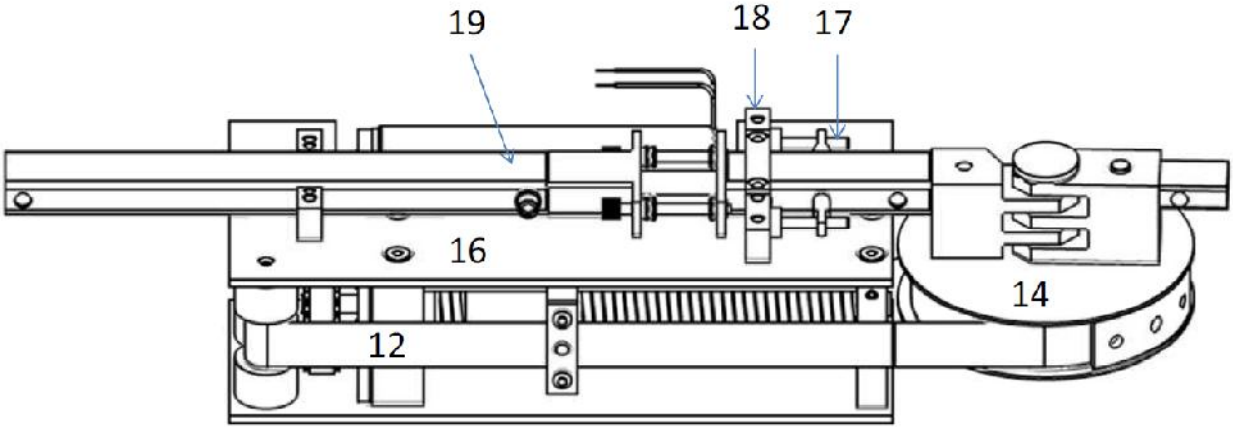
W celu sprostania postawionym wymaganiom należało zaprojektować napęd cechujący się dość dużym przełożeniem całkowitym, przy zachowaniu wysokiej sprawności. Zdecydowano się na zastosowanie trzech stopni redukcyjnych różnych typów.

Pierwszym stopniem, zaczynając od silnika prądu stałego, była przekładnia pasowa z paskiem zębatym. Następnie wykorzystano śrubę toczną która zamieniała ruch obrotowy na ruch liniowy. Do nakrętki, której ruch obrotowy został odebrany, utwierdzono cięgno napędzające krążek przenoszący napęd na staw robota ortotycznego. Cięgno na krążku również zostało utwierdzone. Zastosowany układ cechuje się przełożenie wynoszącym 160 przy sprawności w granicach 85%.



Rys. 4. Budowa modułu napędowego ze śrubą toczną, widok z usunięta płytą obudowy mechanizmu, opis w tekście

Silnik napędowy 1 poprzez przekładniępasowąz pasem zębatym 2 napędza śrubętoczną3. Śruba jest ułożyskowana w łożyskach 4 i 5 zamkniętych w oprawach (odpowiednio 6 i 7). Nakrętka toczna 8 wraz z płytą 9 przemieszcza sięw wzdłużprowadnicy 10 odbierającej możliwość obrotu temu układowi. W płycie 9 osadzone jest mocowanie cięgna 11 utwierdzające cięgno 12. Cięgno jest zapętlone wokół układu rolek 13 i koła przegubu 14 w którym teżjest utwierdzone. Ruch cięgna 12 mierzony jest przez połączony z nim przetwornik 15.



Rys. 5. Budowa modułu napędowego ze śrubątoczną, opis w tekście

Przemieszczenie nakrętki tocznej 8 powoduje ruch cięgna 12 i obrót koła przegubu 14 względem obudowy modułu 16 (rys.5), połączonej uchwytem 18 z łącznikiem 19z układem regulacji. Kasowanie luzu jest możliwe poprzez układ 17.

4. PODSUMOWANIE

W czasie prac projektowych głównym problemem był odpowiedni dobór układu przeniesienia napędu, który sprostałby stawianym wymaganiom. Analizę możliwych rozwiązań rozpoczęto od sprawdzenia dostępnych w sprzedaży mechanizmów przeniesienia napędu oraz samych napędów,jednak żaden nie spełniał wszystkich założeń, przy jednoczesnym ograniczeniu wymiarów gabarytowych. Podjęto zatem decyzję o zaprojektowaniu napędu umożliwiającego niezależny dobór wszystkich elementów składowych, czyli silnika oraz układów przeniesienia napędu. Zaprojektowany układ spełnił wszystkie założenia projektowe, jednak jego konstrukcja skupiająca główne przełożenie w środkowym stopniu, tzn. w śrubie tocznej, stawiała duże wymagania wytrzymałościowe przed zastosowanym cięgnem utwierdzonym. Cięgno to musiało przenosić znaczne siły, rzędu 6000N. Początkowo planowano wykorzystanie w roli cięgna taśmy stalowej sprężynowej, której wytrzymałość na rozciąganie była wystarczająca, jednak zrezygnowanoz tego rozwiązania z uwagi na narzucone przez producenta minimalne promienie gięcia taśmy, znacząco odstających od planowanego przebiegu cięgna. Po sprawdzeniu kilku rodzajów taśm oraz linek zdecydowano się na zastosowanie linek spadochronowych, które przy odpowiednim zwielokrotnieniu spełniają wymagania wytrzymałościowe, jednocześnie nie wprowadzając ograniczeń co do trasy cięgna w układzie napędowym. Obecnie prowadzone są badania przedstawionej konstrukcji obejmujące testy wytrzymałości poszczególnych elementów konstrukcji oraz charakterystyk ruchowych napędu.

Przedstawione prace zostały wykonane w ramach projektu ECO-Mobilność Nr UDA-POIG.01.03.01-14-154/09-00 finansowanego ze środków Unii Europejskiej.

LITERATURA

[1] Drużbicki M., Szymczyk D., Snela S., Dudek J., Chuchla M.:*Obiektywne, ilościowe metody analizy chodu w praktyce klinicznej*, Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego, 4, Rzeszów 2009, s. 356–362

[2] Bagiński K., Wierciak J., Jasińska-Choromańska D.,: *Symulacyjny model układów wykonawczych robota ortotycznego*. Pomiary Automatyka Kontrola, 2011, v. 57, nr 6, s. 583-586

[3] Wierciak J., Jasińska-Choromańska D., Szykiedans K., Bartyś M.*:Koncepcja systemu sterowania urządzenia do wspomagania chodu*, Pomiary Automatyka Kontrola, 2011, nr 09, s. 1016-1019

[4] Jasińska-Choromańska D., Radziemski B., Szykiedans K., Getko K., Wierciak J.: *Wykorzystanie systemu pionizacji i wspomagania ruchu w pojeździe PRT*, Prace Naukowe Politechniki Warszawskiej seria: Transport, 2010, z. 73, s. 35-44

[5] Gawrysiak M.: *Mechatronika i projektowanie mechatroniczne*, Politechnika Białostocka, Rozprawy Naukowe nr 44,Białystok 1997.

[6] Kiel E. (ed.): *Drive solutions. Mechatronics for Production and Logistics*, Springer, Berlin 2008.

[7] Morecki A., Knapczyk J., Kędzior K.:*Teoria mechnizmow i manipulatorów. Podstawy i przykłady zastosowań w praktyce*,Warszawa, WNT, 2002.
[8] Pons J. L.: *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, John Wiley & Sons, Chichester 2008.

[9] Zielińska T.:*Maszyny kroczące. Podstawy, projektowanie, sterowanie i wzorce biologiczne*,Warszawa, Wydawnictwo Naukowe PWN, 2003.

VARIOUS ASPECTS OF DESIGN OF THE DRIVE SYSTEMS FOR ORTHOTIC ROBOTS

Magdalena KALWARSKA, Sylwia ŁAGAN, **Stanisław MAZURKIEWICZ**, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

DOŚWIADCZALNA WERYFIKACJA WYBRANYCH CECH FIZYCZNYCH Z WYKORZYSTANIEM PRZYRZĄDU TRENINGOWEGO TYPU „WIOŚLARZ”

Streszczenie. Celem pracy było ukazanie, iż przyrząd treningowy typu „wioślarz” może okazać się przydatny w pracy z osobami trenującymi. Badanie obejmowało: w I serii – 25, a w II – 5 osób. W wyniku badania zostały sporządzone charakterystyki pomiędzy cechami fizycznymi osób ćwiczących a wynikami uzyskiwanymi w czasie trwania ćwiczenia.

1. WSTĘP

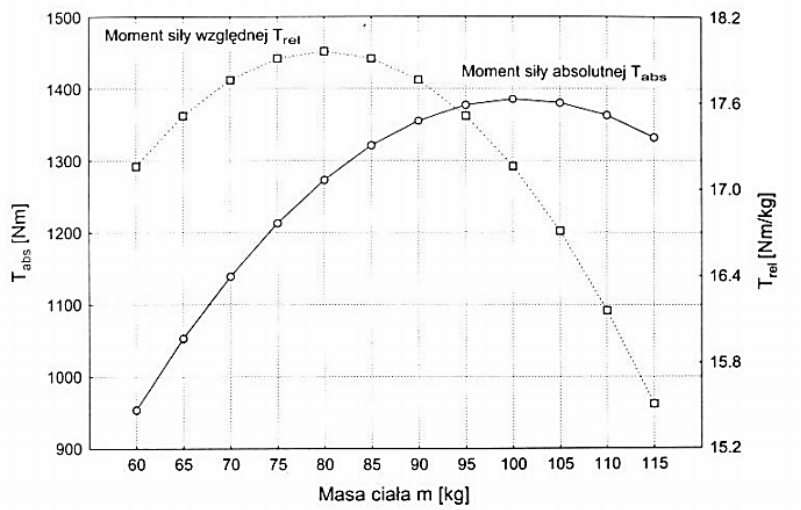
1.1. Elementy biomechaniki mięśni

Mięśnie z punktu widzenia mechaniki są siłownikami – efektorami zdolnymi do wykonywania pracy. Analiza biomechaniczna ruchów mięśni związana jest z podziałem sił działających na układ ruchu, według którego siły można pogrupować na wewnętrzne i zewnętrzne. Siły wewnętrzne podzielić można na generowane przez czynny układ ruchu (mięśnie szkieletowe) oraz na opory wywołane przez te siły (np. opór tkanek odkształcalnych, tarcie wewnętrzne, bezwładność poruszanej części ciała). Siły zewnętrzne czynne (czyli działające na zewnątrz organizmu) będą to np.: siła grawitacji, wiatr lub prądy wodne. Siły bierne wywoływane są na zasadzie reakcji na działanie sił czynnych. Do sił biernych zaliczyć można m.in. siły tarcia, reakcje podłoża, opór powietrza czy wody.

Mierzone wartości są pomiarami wypadkowego momentu siły mięśniowej. Mięśnie działają bowiem na kość (dźwignię), co utrudnia bezinwazyjny pomiar tych wielkości w warunkach laboratoryjnych.

Zależność momentu siły mięśniowej od masy ciała przedstawiona została na rysunku 1. Zauważyć należy, iż do osiągnięcia pewnej wartości masy (ok. 100 [kg]) funkcja ta jest rosnąca. Następnie maleje, co może być powiązane z faktem, iż u cięższych zawodników nad masą tkanki mięśniowej przeważa masa tkanki tłuszczowej.

W wyniku bezpośredniego pomiaru otrzymujemy wartość momentu siły absolutnej T_{abs}wyrażanego w niutonometrach. Możemy ją odnieść do masy ciała badanej osoby, dzięki czemu otrzymamy wartość momentu siły bezwzględnej T_{rel} wyrażanego w niutonometrach na kilogram [1,2].



Rys. 1. Wartości średnie momentu siły absolutnej T_{abs}[Nm] i względnej T_{rel}[Nm/kg] w funkcji masy ciała m [kg] [1]

1.2. Przyrząd typu „wioślarz" w treningu aerobowym

Ćwiczenia na przyrządzie „wioślarz" (rys. 2.) skupione są w dużej mierze na rozwoju mięśni ramion i pleców. Urządzenie to, jest więc doskonałym rozwiązaniem dla osób chcących rozwinąć górne partie ciała. Mięśnie nóg również zostają rozwijane, jednak trening jest na nich skupiony w znacznie mniejszym stopniu [3].
Wiosłowanie nie obciąża stawów, zatem może być wykorzystywane w przypadku bólów karku wywołanych stresem. Dzięki treningowi wzmocniony zostaje układ mięśniowy całego ciała, przyspieszona zostaje przemiana materii, poprawia się wydolność organizmu.

Przyrząd ten również nadaje się do treningu aerobowego, gdyż pozwala na utrzymanie stałego tempa wykonywanego ćwiczenia. Ma także opcję regulacji oporu, przez co może być dostosowany do indywidualnych zdolności i wymagań osób trenujących.

Rys. 2. Przyrząd typu „wioślarz" wykorzystywany w trakcie eksperymentu

Podczas przyciągania rąk do klatki piersiowej pracują głównie mięśnie najszersze grzbietu. Są to duże mięśnie, kształtem przypominające skrzydła, które łączą ramiona z barkami. Stabilną podstawę efektywnej pracy mięśni najszerszych grzbietu stanowią mięśnie czworoboczne oraz równoległoboczne, które znajdują się między łopatkami.

Umożliwiają one utrzymanie prostych ramion i pleców, dzięki czemu usztywniona zostaje obręcz barkowa.

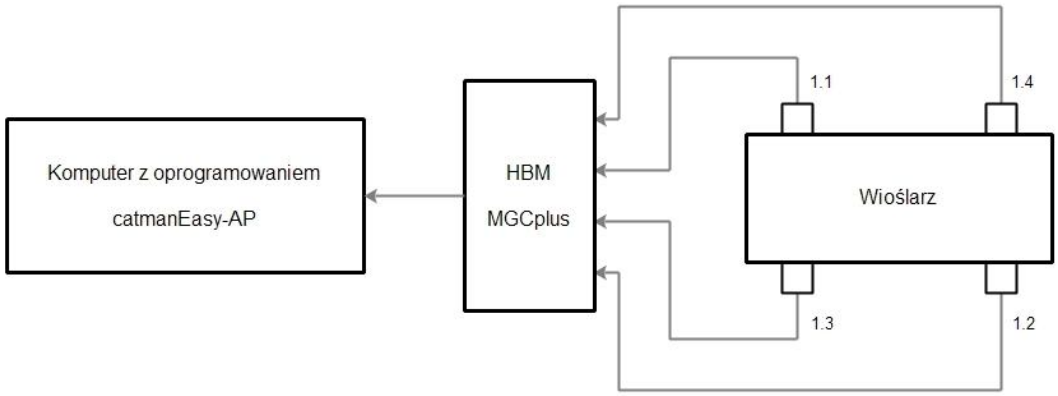
W ćwiczeniach na „wioślarzu" pracę mięśni najszerszych grzbietu wspomagają mięśnie dwugłowe (tzw. bicepsy). Dzięki nim możliwe jest zginanie łokci oraz przyciąganie dźwigni w swoją stronę. Ruch przeciwny – wyprost – powodowany jest pracą mięśni trójgłowych ramienia (tzw. tricepsów). Należy jednak zauważyć, iż praca przy zginaniu jest znacznie większa od tej wykonywanej przy prostowaniu ramion.

Prostownik grzbietu, w którego skład wchodzi osiem odrębnych mięśni, jest odpowiedzialny za utrzymywanie pleców w pozycji prostej w trakcie ćwiczenia. Stabilizację kręgosłupa zapewnia współpraca mięśni prostych brzucha oraz prostowników grzbietu, głównym jednak ich zadaniem jest wspomaganie pochylania się do przodu w trakcie powrotu do pozycji wyjściowej.

2. METODYKA BADAŃ

2.1. Budowa stanowiska

W badaniu wykorzystano stanowisko treningowe typu „wioślarz" uzbrojone w czujniki pomiarowe: przemieszczeń (oznaczone na schemacie rys. 3 jako 1.2, 1.4) oraz siły (1.1, 1.3). W skład stanowiska pomiarowego wchodziły również: wzmacniacz pomiarowy HBM MGCplus oraz komputer z oprogramowaniem do wizualizacji i akwizycji wyników pomiarowych catmanEasy-AP w wersji 3.1. Konfiguracja wzmacniacza może odbywać się z poziomu samego wzmacniacza, bądź z wykorzystaniem dołączonego oprogramowania – HBM Setup Assistant 3.5 Release 5.



Rys. 3. Schemat stanowiska pomiarowego

Stanowisko przystosowane zostało do pomiaru siły mięśni górnych partii ludzkiego ciała. Dodatkowo mierzone są przemieszczenia czujników pomiarowych, co odnosi się bezpośrednio do przemieszczeń poszczególnych punktów odniesienia niezbędnych do dalszych obliczeń np. obliczanie mocy czy pracy wykonanej przez mięśnie.

2.2. Schematy obliczeń

W celu wykonania obliczeń momentu siły oraz pracy oraz – w konsekwencji - mocy średniej niezbędne było wyznaczenie wartości kilku kątów:

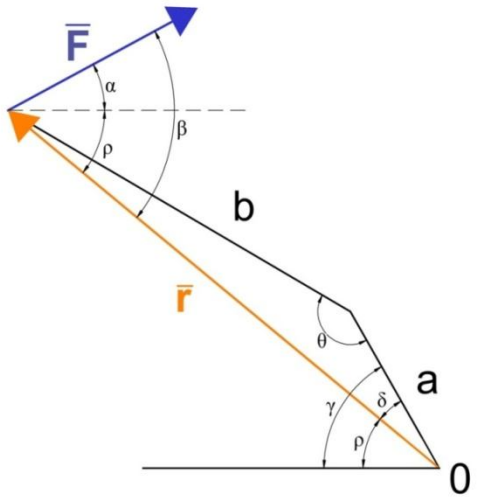
- α – kąta pomiędzy kierunkiem działania siły $\bar{F}$ a kierunkiem równoległym do płaszczyzny podłoża, na którym znajdował się przyrząd treningowy (rys.4);

- β – kąta pomiędzy kierunkiem działania siły $\bar{F}$ a ramieniem tej siły $\bar{r}$.

Wartość kąta α została przyjęta jako stała ze względu na ograniczone możliwości jego ciągłego pomiaru. W wyniku kilkukrotnie przeprowadzonych pomiarów wartość tę uśredniono i przyjęto na poziomie 28˚.

Wyznaczenie kąta β realizowano w wyniku obliczeń trygonometrycznych, z których otrzymano wartość kąta $\beta = 69^{\circ}$.

Długości a i b oraz kąt θ zdeterminowane są budową urządzenia, są zatem wartościami stałymi, wynoszącymi: $\alpha = 0{,}21\ [m]$; $b = 0{,}4\ [m]$ oraz $\theta = 150^{\circ}$. Po podstawieniu tych wartości do równania i rozwiązaniu go otrzymamy długość ramienia siły wynoszącą $[\bar{r}] = 0{,}563\ [m]$. Również kąt γ (nachylenia dźwigni względem podłoża) w trakcie trwania badań był stały ($\gamma = 62^{\circ}$).



Rys. 4. Schemat wykorzystywany do obliczeń kątów

W celu znalezienia zależności pomiędzy poszczególnymi parametrami po wykonaniu badania dokonano – dla każdej z badanych osób – obliczenia następujących wartości:

- częstotliwości wykonywania ćwiczenia $f\ [Hz]$ obliczanej jako stosunek liczby wykonanych pociągnięć n do czasu trwania ćwiczenia $t_{ć}\ [s]$:

$$f = \frac{n}{t_{ć}} \tag{2.1}$$

- momentu siły względem osi obrotu dźwigni $M_0[Nm]$obliczanego zgodnie ze wzorem:

$$M = |\bar{M}| = |\bar{r} \times \bar{F}| = F \cdot r \cdot \sin\beta \tag{2.2}$$

- wykonanej pracy $W[kJ]$, która obliczona była jako pole powierzchni pod krzywą (za pomocą całki Riemanna) siły w funkcji przemieszczenia $F = f(s)$ oraz zastosowanie wiedzy na temat kąta nachylenia kierunku siły $\bar{F}$ względem podłoża:

$$W = 10^{-3} \cdot \cos\alpha \cdot \int_a^b f(s)ds \tag{2.3}$$

gdzie: a – przemieszczenie dla czasu $t = 0$,b – przemieszczenie dla $t = t_{ć}$;

- mocy średniej $P\ [kW]$ traktowanej jako iloraz wykonanej pracy $W[kJ]$ oraz czasu ćwiczenia $t_{ć}\ [s]$:

$$\mathrm{P} = \frac{\mathrm{W}}{\mathrm{t}_{ć}} \tag{2.4}$$

2.3. Metodyka badania

W celu uzyskania powtarzalności wyników każda z osób wykonujących ćwiczenie została poinstruowana co do sposobu i czasu ćwiczenia.

Wiosłowanie angażuje pracę wszystkich grup mięśniowych, lecz przede wszystkim mięśni ramion, obręczy barkowej, pleców i brzucha. W otrzymanych wynikach uzyskujemy rezultaty dla mięśni prawej i lewej połowy ciała (w stosunku do płaszczyzny strzałkowej ciała), gdyż na postawie otrzymanych wyników nie można jednoznacznie stwierdzić, jaki jej procent wykonały poszczególne grupy mięśni.

Przed wykonaniem badania każda z osób poddana została wywiadowi ankietowemu. Miało to na celu wyszukanie czynników zmieniających się po wysiłku fizycznym. W tym celu zmierzone zostały: ciśnienie, częstotliwość oddechu i puls w stanie spoczynkowym. Zmierzono także obwody obu ramion. Ankieta zawierała ponadto następujące elementy: płeć, wiek, wagę, wzrost, informację na temat ręki dominującej, rodzaj diety, uprawiane sporty oraz informacje dotyczące samopoczucia oraz palenia papierosów. Ciśnienie mierzone było za pomocą ciśnieniomierza manualnego, zaś obwód ramienia – za pomocą miarki krawieckiej – na zgiętym ramieniu i w stanie maksymalnego napięcia mięśni. Tętno mierzone było na tętnicy szyjnej, zaś częstotliwość oddechu – poprzez obserwację poszczególnych osób.

Po wypełnieniu ankiety następowała część wysiłkowa. Osoba siadająca na przyrządzie powinna zająć taką pozycję, by ramiona trzymające dźwignię znajdowały się w pełnym wyproście, a plecy nie opierały się o oparcie. Ruch przyciągania powinien być wykonany w sposób jak najszybszy i najmocniejszy jak to tylko możliwe, jednak zachowując – w miarę możliwości – regularność cyklów. Zakończenie fazy przyciągania powinno nastąpić po zrównaniu dźwigni z klatką piersiową. Koniec ćwiczenia następował w momencie braku możliwości wykonania kolejnego cyklu lub po osiągnięciu czasu 10 [min](ze względu na ograniczenia programów obliczeniowych). O końcu eksperymentu decydowała więc subiektywna ocena badanego, ponieważ to on stwierdzał, czy jest w stanie kontynuować ćwiczenie.

Po zakończeniu ćwiczenia mierzone były ponownie: ciśnienie, tętno oraz częstotliwość oddechu w celu porównania ich z wartościami spoczynkowymi.

3. WYNIKI BADAŃ

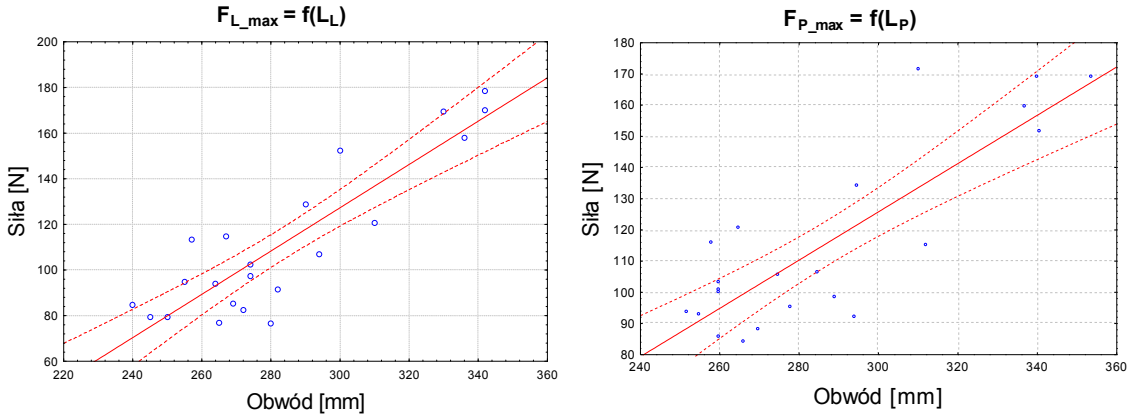
Badania przeprowadzone zostały na grupie 25 osób w wieku 20–24 lat. Częstotliwość próbkowania zapisywanych wyników wynosiła 50 $[Hz]$.

Badanie podzielono na dwie części. Pierwszą stanowił pomiar wybranych parametrów fizycznych w celu późniejszego wyznaczenia charakterystyk. Dodatkowo, grupa pięciu osób podjęła się realizacji 3-tygodniowego mezocyklu treningowego. Po tym okresie ponownie zostało przeprowadzone badanie w celu oceny wpływu treningu na otrzymywane wyniki. Druga część badania miała wykazać czy zmiany parametrów posiadają identyczne tendencje (wzrost – spadek).

Po przeanalizowaniu danych z ankiety okazało się, iż nie można jednoznacznie stwierdzić wpływu wysiłku na następujące parametry: ciśnienie krwi, tętno oraz częstotliwość oddechu. Z tego powodu w drugiej części eksperymentu zrezygnowano z tych pomiarów.

W przebadanej grupie nie wykazano również istotnego statystycznie wpływu takich czynników jak:

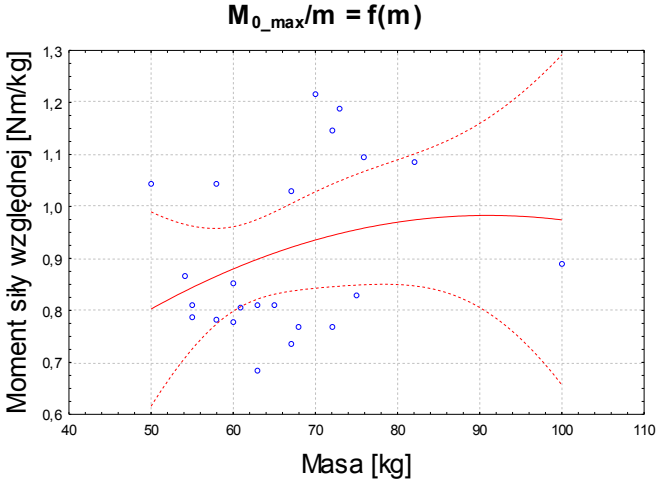
- uprawiany sport – osoby uprawiające sport nie uzyskiwały zbliżonych parametrów, a także wśród osób nieuprawiających sportu znaleźć można było osoby, których wyniki pokrywały się z wynikami osób trenujących;
- urazy lub schorzenia kończyny górnej – wszystkie osoby były zdrowe;
- samopoczucie – wszyscy badani posiadali dobre samopoczucie;
- ręka dominująca – zaledwie dwie osoby posiadały lewą rękę jako dominującą;
- palenie papierosów – tylko dwie osoby były palaczami;
- dieta – wszystkie przebadane osoby były na diecie mięsnej.



Rys. 5. Wykresy zależności $\boldsymbol{F_{L_max} = f(L_L)}$ oraz $\boldsymbol{F_{P_max} = f(L_P)}$ z liniami trendu i granicami przedziału ufności

Podjęta została próba znalezienia zależności pomiędzy obwodem ramienia a maksymalnie uzyskiwaną wartością siły. Przeprowadzona została ona dla obu przypadków (prawy i lewy siłownik). Zauważyć można rosnący trend, co zaprezentowane jest na rys. 5.

Kolejną analizowaną zależnością jest funkcja momentu siły odniesionego do masy względem samej masy. Było to zweryfikowanie znalezionej w literaturze [1] zależności opracowanej na postawie wyników badań doświadczalnych, przedstawionej na rys. 1.1. Po przeanalizowaniu otrzymanego wykresu stwierdzić można, iż punkty pomiarowe posiadają zbliżoną charakterystykę (jest to również wielomian II stopnia z ujemnym współczynnikiem kierunkowym), co prezentuje rys. 6.

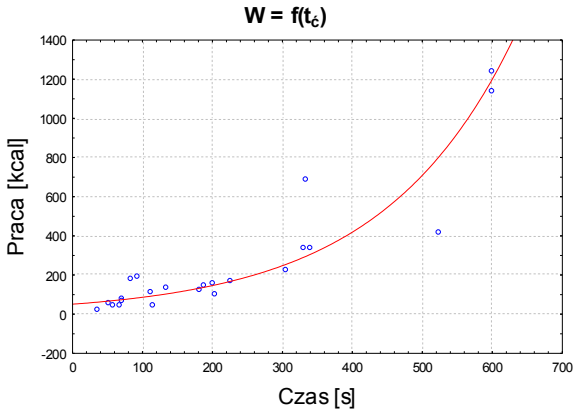


Rys. 6. Wykres zależności $\boldsymbol{M_{0_max}/m = f(m)}$ z linią trendu i granicami przedziału ufności

Kolejna zależność wymaga przeliczenia wcześniej obliczonych wartości pracy. Rysunek 7 przedstawia bowiem charakterystykę pracy wyrażonej w kilokaloriach w funkcji czasu trwania ćwiczenia. W tym celu należy skorzystać z następującego wzoru 3.1.

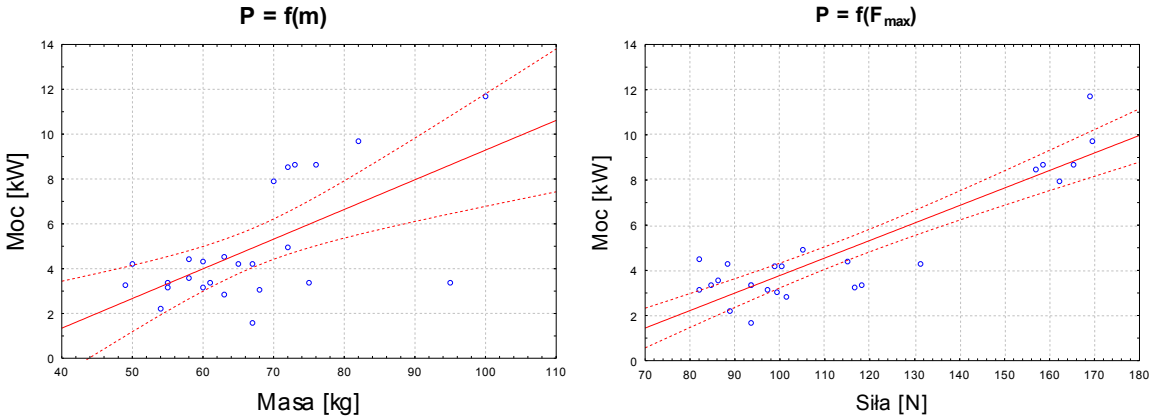
$$\boldsymbol{W\ [kcal] = 0,24 \cdot W\ [kJ]} \tag{3.1}$$

Wyrażona w ten sposób praca prezentuje ilość spalonych kalorii.



Rys. 7. Wykres zależności $\boldsymbol{W = f(t_ć)}$ wraz z linią trendu

Zarówno zależność mocy średniej od maksymalnie uzyskanej siły, jak i mocy średniej od masy wydają się być liniowo rosnące, co potwierdzają otrzymane wykresy (rys. 8).



Rys 8. Wykresy zależności $\boldsymbol{P = f(F_{max})}$ oraz $\boldsymbol{P = f(m)}$ wraz z liniami trendu i granicami przedziału ufności

Ostatnim elementem badania było porównanie parametrów otrzymanych w czasie trwania ćwiczenia przed rozpoczęciem 3-tygodniowego mezocyklu treningowego z parametrami uzyskanymi po tymże treningu.

W żadnym z przypadków zmianie nie uległy masa ani obwód ramion. Pozostałe kontrolowane parametry uległy zmianom z tą samą tendencją – porównanie wyników zawiera tabela 1. Nastąpił wzrost mocy i częstotliwości przy jednoczesnym spadku pracy i czasu trwania ćwiczenia. Zwiększyła się także maksymalna wartość uzyskiwanej siły przy jednoczesnym skróceniu czasu trwania pojedynczego cyklu.

Tabela 1. Porównanie wybranych parametrów uzyskanych w serii I pomiarów (przed rozpoczęciem treningu) oraz serii II (po odbyciu 3-tygodniowego treningu)

Nr	F_{max} [N]		T [s]		f [Hz]		W [kcal]		P [kW]		$t_ć$ [s]	
	I	II	I	II	I	II	I	II	I	II	I	II
2	93,831	98,122	5,014	2,137	0,193	0,466	44,559	42,613	1,629	2,546	114	73
3	93,369	127,786	2,662	2,522	0,374	0,391	152,395	114,827	3,396	3,922	187	122
6	93,335	104,383	2,659	2,583	0,375	0,389	483,69	382,003	3,37	3,788	598	571
13	99,437	102,653	2,121	1,655	0,467	0,603	224,978	128,686	3,084	3,282	304	278
15	101,652	120,827	3,659	3,302	0,275	0,302	123,202	93,382	2,821	3,648	182	174

4. WNIOSKI

- Dzięki przeprowadzonemu eksperymentowi zauważyć można, iż istnieje możliwość stosunkowo prostego przeprowadzenia analizy prowadzonego treningu poprzez badanie wybranych cech fizycznych osób ćwiczących. Na podstawie wykonywanych analiz istnieje możliwość odpowiedniego zaplanowania dalszych etapów treningowych poprzez obserwację zmian określonych parametrów u sportowca.
- Badania wykazały, iż grupa, na której były one wykonane, jest zdecydowanie zbyt mało liczna, aby można było sporządzić dokładne charakterystyki zmian określonych parametrów. Należy więc wziąć pod uwagę przeprowadzenie badań na większej oraz bardziej zróżnicowanej grupie treningowej.
- Druga seria badań wykazała jednakowe zmiany określonych parametrów. Na ich podstawie można wnioskować o przebiegu dalszych etapów treningu. Grupa treningowa była jednak bardzo nieliczna i koniecznym wydawałoby się powtórzenie eksperymentu z udziałem większej liczby osób w celu potwierdzenia zaobserwowanych zależności.
- Przyrząd treningowy typu „wioślarz" okazuje się być przydatnym urządzeniem, pomocnym przy wyznaczaniu zależności pomiędzy różnymi parametrami uzyskiwanymi w trakcie ćwiczenia. Staje się więc narzędziem pracy zarówno trenera, jak i biomechanika sportowego.
- Dodatkowo zauważyć należy, iż urządzenie typu „wioślarz" wykorzystane może być w różnych metodach diagnostycznych, jak np. EMG czy EKG. Sprawia to, iż przyrząd ten znajduje także zastosowanie w medycynie. Nie obciążając znacząco stawów stanie się także przydatnym narzędziem rehabilitacji.

5. LITERATURA

[1] Bober T., Zawadzki J.: *Biomechanika układu ruchu człowieka*, Wrocław 2003,
[2] Górski J.: *Fizjologiczne podstawy wysiłku fizycznego*, Warszawa 2006,
[3] http://atomicpower.pl

EXPERIMENTAL VERIFICATION OF SELECTED PHYSICAL CHARACTERISTICS USING A ROWING MACHINE

Barbara KOZUB, Łukasz MATUSZYK, Sylwia ŁAGAN, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska

ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA MES ZŁAMANIA SZYJKI KOŚCI UDOWEJ STABILIZOWANEJ GWOŹDZIEM ŚRÓDSZPIKOWYM TYPU GAMMA

Streszczenie. W pracy poruszono problem stabilizacji złamania szyjki kości udowej za pomocą gwoździa śródszpikowego typu GAMMA. Dokonano oceny wpływu zastosowanego materiału stabilizatora na naprężenia, odkształcenia oraz przemieszczenia. W pracy posłużono się metodą elementów skończonych. Analizy numeryczne przeprowadzono w programie FEMAP.

1. WSTĘP

Gwoździowanie śródszpikowe jako jedna z metod leczenia złamań kości długich posiada długą historię. Do dynamicznego rozwoju śródszpikowych metod leczenia złamań kości długich doszło w połowie XVII wieku. Bernhard von Langenbeck wraz z Diffenbach'em, jako jedni z pierwszych, do stabilizacji złamanej szyjki kości udowej zastosowali metalowe śruby [3].

Ograniczenie koncepcji leczenia śródszpikowego wiązało się z nieodpowiednim doborem biomateriałów, co skutkowało negatywnymi reakcjami okołoszpikowymi. W 1936 roku powszechnie stosowanymi materiałami stały się: stal nierdzewna CrNi oraz stop kobaltowy Vitallium. Zostały one uznane jako biomateriały obojętne dla środowiska tkankowego [5].

Dzięki wprowadzeniu gwoździa do kanału szpikowego jego oś pokrywa się z osią anatomiczną kości. Implant przechodząc przez oś obojętną, umożliwia zbliżone do naturalnego, równomierne przenoszenie obciążeń wzdłuż kości. Postęp procesu leczenia prowadzi do zmniejszenia obciążeń przenoszonych przez gwóźdź do 60%. Jednak nawet po całkowitym wyleczeniu gwóźdź dalej przenosi pewną część obciążeń [2,3,4].

2. 2. METODYKA BADAŃ

2.1. Cel pracy

Celem pracy jest zamodelowanie układu biomechanicznego złamanej szyjki kości udowej poddanej osteosyntezie śródszpikowej.

W trakcie badań określano stan naprężeń, odkształceń oraz przemieszczeń elementów zamodelowanego układu w zależności od własności mechanicznych zastosowanych biomateriałów.

2.2. Modelowanie układu kość-implant

Wykorzystując metodę elementów skończonych, stworzono model układu stabilizator-kość. W modelu kości wygenerowanym ze zdjęć tomograficznych, uwzględniono strukturę kości trabekularnej oraz kortykalnej. Założono model liniowo-sprężysty kości o własnościach izotropowych. Poniższa tabela przedstawia przyjęte do analizy stałe materiałowe dla tkanki kostnej zbitej oraz gąbczastej.

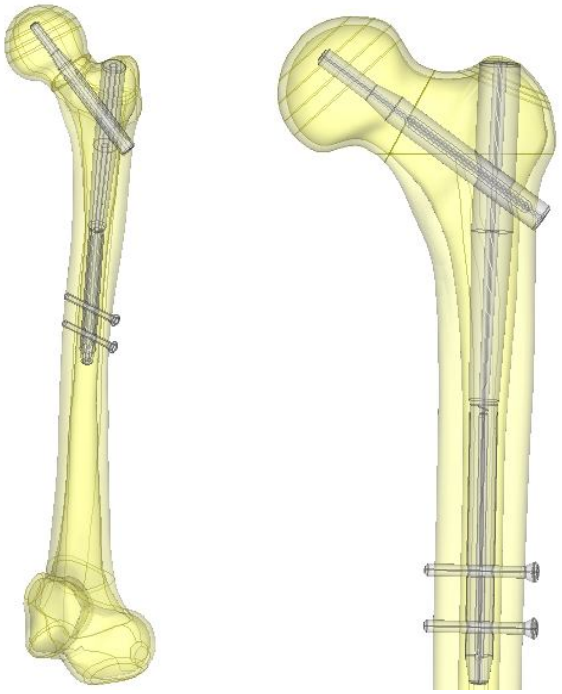
Tabela 1. Dane materiałowe dla tkanki kostnej zbitej oraz gąbczastej [1]

Rodzaj tkanki	Moduł Young'a [MPa]	Współczynnik Poissona	Gęstość [kg/mm^3]
Zbita	18000	0,3	$1{,}85 \cdot 10^{-6}$
Gąbczasta	500	0,4	$0{,}6 \cdot 10^{-6}$

Jako stabilizator złamanej szyjki kości udowej zamodelowano, w programie FEMAP, gwóźdź śródszpikowy typu GAMMA. Model omawianego implantu śródszpikowego składa się z kaniulowanego gwoździa, kaniulowanej śruby zespalającej oraz dwóch wkrętów ryglujących. Wymiary poszczególnych elementów zostały dobrane do geometrii kości. Brano pod uwagę m.in. długość kości i jej ewentualną deformację, długość szyjki kości, kąt szyjkowo-trzonowy oraz średnicę kanału śródszpikowego w poszczególnych przekrojach kości. Na konstrukcję stabilizatora przyjęto dwa różne materiały: stop tytanu i stal 316L (Tabela 2).

Tabela 2. Dane materiałowe przyjęte dla elementów gwoździa [3]

Materiał	Moduł Young'a [MPa]	Współczynnik Poissona	Gęstość [kg/mm^3]
Stal 316LVM	200000	0,33	$8 \cdot 10^{-6}$
Stop Ti6Al4V	110000	0,33	$4{,}5 \cdot 10^{-6}$



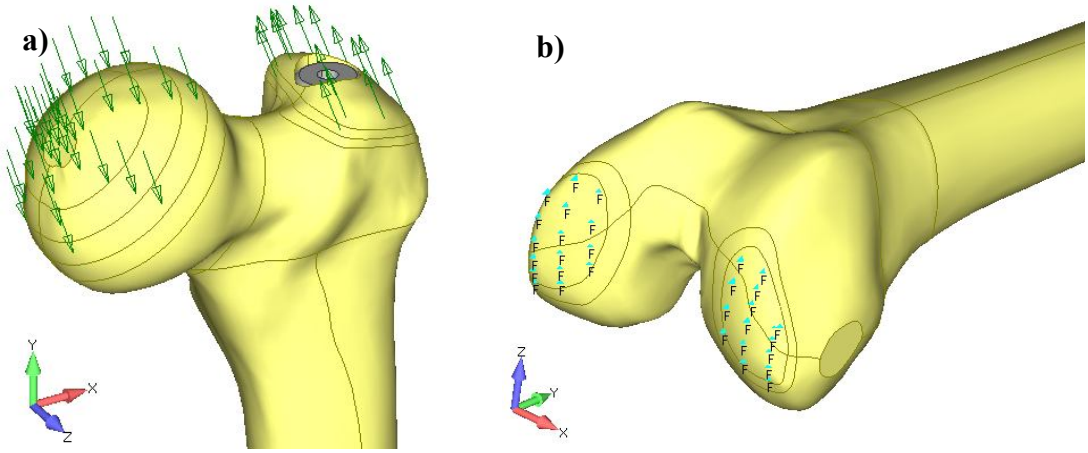
Rys. 1. Model układu gwóźdź – kość.

W celu określenia relacji pomiędzy poszczególnymi elementami modelu nadano dwa typy połączeń:

- "związane" (Bonded), które symuluje połączenia gwintowe pomiędzy gwintami śrub, a tkanką kostną oraz między śrubami, a gwoździem śródszpikowym.
- "kontakt z możliwością poślizgu i oderwania" - ten typ połączenia nadano we wszystkich pozostałych obszarach, w których współpracują ze sobą powierzchnie (obejmuje relacje m.in. trzon gwoździa - tkanka kostna, część gładka śrub - tkanka kostna, a także powierzchnie złamania).

W obu analizowanych przypadkach przyjęto ten sam schemat obciążenia – model biomechaniczny stawu biodrowego wg Pauwelsa [1]. Modele obciążano dwoma grupami sił: działającą na powierzchnię głowy kości udowej (siłą wypadkowa R) oraz siłami mięśni odwodzicieli (siła M), przyłożonymi na powierzchni szczytu krętarza większego (rys. 2a). Założono przypadek, w którym cały ciężar ciała człowieka o masie 70 kg przenoszony jest przez jedną kończynę. W oparciu o własne obliczenia modelu dźwigni dwuramiennej Pauwelsa wynika, że wartość siły wypadkowej R wynosi około 2,4 G (G - ciężar ciała) i jest przyłożona pod kątem $\alpha = 16^o$ w kierunku głowy kości udowej, natomiast wartość siły M stanowi 1,6 G i jest odchylona od pionu o kąt $\beta = 20^o$.

Układ został podparty poprzez odebranie wszystkich stopni swobody w węzłach na dolnych powierzchniach kłykci kości udowej (rys. 2b).



Rys. 2. a) obszary przyłożonych sił, b) obszary utwierdzenia modelu.

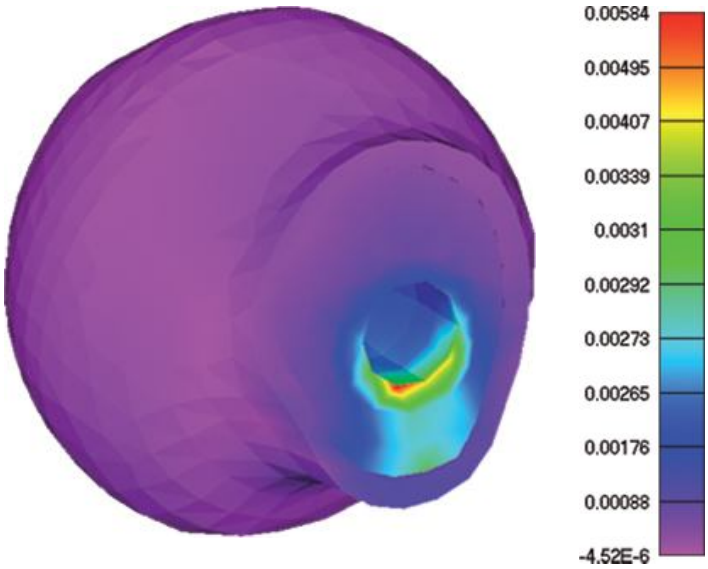
3. WYNIKI ANALIZY

Analiza wytrzymałościowa została przeprowadzona z wykorzystaniem modułu projektowo-obliczeniowego FEMAP-Nastran. Analizowano otrzymane rozkłady pól przemieszczeń, naprężeń oraz odkształceń.

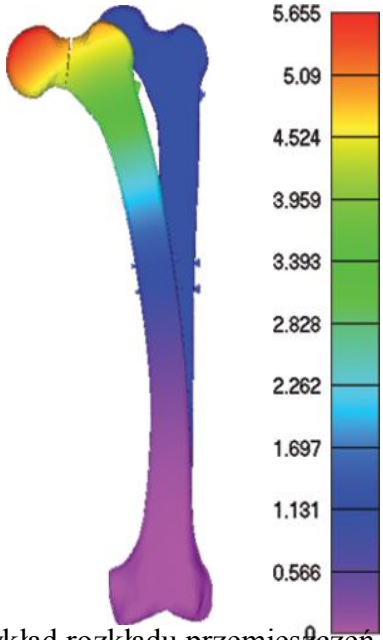
W poniższej tabeli umieszczono zestawienie maksymalnych wartości: odkształceń kości w rejonie złamania, naprężeń w gwoździu oraz przemieszczeń odłamów oraz dla całego układu. Obliczenia zostały przeprowadzone w oparciu o hipotezę wytężeniową Hubera oraz warunki plastyczności Hubera-Misesa.

Tabela 3. Zestawienie wyników

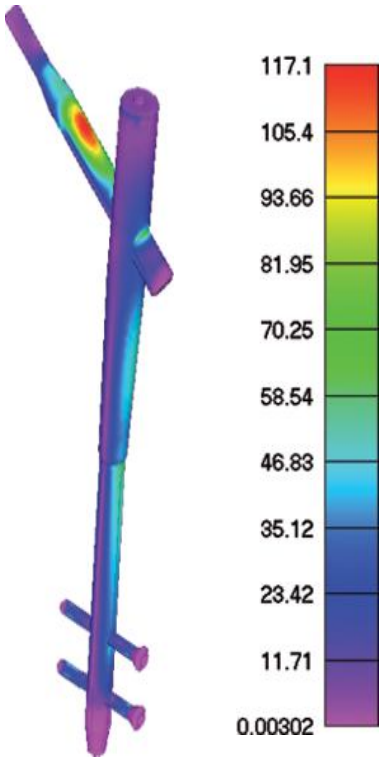
Materiał gwoździa / Analizowane wielkości	Stal 316 LVM	Stop Ti6Al4V
σ – max naprężenia w gwoździu [MPa]	148,6	117,1
ε – max odkształcenia główne kości w rejonie złamania	0,00580	0,00584
$\mathbf{u_k}$ – max przemieszczenia odłamów kostnych względem siebie [mm]	0,4833	0,1112
u – max przemieszczenia całego układu [mm]	5,448	5,655



Rys.3. Przykład rozkładu odkształceń głównych.



Rys.4. Przykład rozkładu przemieszczeń całkowitych.



Rys.5. Przykład rozkładu maksymalnych naprężeń w gwoździu.

4. WNIOSKI

W niniejszej pracy zamodelowano przypadek stabilizacji złamanej szyjki kości udowej metodą osteosyntezy śródszpikowej. Analizie poddano wpływ doboru materiału konstrukcyjnego gwoździa śródszpikowego na stan naprężeń i odkształceń w układzie kość-stabilizator.

Na podstawie przeprowadzonych analiz numerycznych stwierdzono, iż wartości naprężeń występujących w gwoździu zależą od materiału użytego na jego konstrukcję. W obu przypadkach rozkłady naprężeń nie różnią się znacząco, a najbardziej wytężonym elementem jest śruba stabilizująca. Mniejsze wartości naprężeń uzyskano dla gwoździa wykonanego ze stopu tytanu.

Wyznaczona różnica przemieszczeń poosiowych odłamu górnego względem dolnego w szczelinie złamania nie przekracza 1 mm, co sprzyja powstawaniu prawidłowej kostniny. Maksymalne rozwarcie szczeliny złamania występowało w jej górnej, zewnętrznej części.

W większości przekroju złamania wartości odkształceń mieszczą się w zakresie prawidłowego zrostu kostnego. Na skutek oddziaływana śruby na tkankę kostną podczas obciążenia, dochodzi do lokalnego zwiększenia odkształceń, których wartości znajdują się w zakresie podwyższonego obciążenia fizjologicznego.

Na koniec warto przypomnieć, że badania przeprowadzane były dla konkretnego schematu obciążenia - statycznego i w znacznym stopniu uproszczonego w stosunku do rzeczywistego stanu obciążenia w stawie biodrowym, dlatego też model należy zweryfikować doświadczalnie. Aby uzyskać pełne dane o charakterze pracy gwoździa, zachowaniu odłamów oraz całego zespolenia należałoby przeprowadzić analizy symulujące różne fazy chodu, w których występowałyby siły o zmiennych kierunkach i wartościach. Ponadto, dalsze badania nad zastosowaniem gwoździ Gamma w osteosyntezie mogłyby obejmować m.in.

dobór cech konstrukcyjnych gwoździ ze względu na wielkość kąta płaszczyzny złamania, dobór śrub o różnych gwintach (np. łopatkowe), czy chociażby lepsze odwzorowanie stanu rzeczywistego (np. poprzez wprowadzenie tarcia, zamodelowanie gwintów).

LITERATURA

[1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska, zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
[2] Gaździk T.S., Gwoździowanie śródszpikowe, Ośrodek Wydawniczy „Augustana", 2000.
[3] Marciniak J., Chrzanowski W., Kajzer A., Gwoździowanie śródszpikowe w osteosyntezie. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2008,
[4] Mazurkiewicz S.(red.), Wybrane zagadnienia z inżynierii medycznej, Kraków 2003,
[5] Nałęcz M. (red.), Problemy biocybernetyki inżynierii biomedycznej, Tom IV, Biomateriały, Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, Warszawa 1990,

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

Olga KORBOLEWSKA, **Marcin PLENZLER**, Carolina Medical Center,
Marcin POPIELUCH, Michał WYCHOWAŃSKI, Akademia Wychowania Fizycznego, Warszawa.

WŁAŚCIWOŚCI DYNAMICZNE MIĘŚNI PROSTUJĄCYCH I ZGINAJĄCYCH W STAWIE KOLANOWYM PRZED I PO OKRESIE PRZYGOTOWAWCZYM U ZAWODOWYCH PIŁKARZY NOŻNYCH

1. WSTĘP

Piłka nożna jest sportem obarczonym dużym ryzykiem występowania urazów. Na przełomie ostatnich dziesięcioleci można zaobserwować stały wzrost liczby kontuzji związanych z uprawianiem tego sportu zarówno amatorsko, jak i zawodowo. Wynika to faktu, iż współcześnie, sport ten jest bardziej wymagający pod względem fizycznym, zawodnicy rozgrywają więcej meczy,a sama gra jest bardziej intensywnai agresywna niż miało to miejsce w przeszłości [1].

Jednym z najczęstszych problemów, z jakimi zmagają się piłkarze nożni są kontuzje mięśni. W szczególności dotyczy to urazów mięśni grupy kulszowo-goleniowej, które wg badań różnych autorów stanowią ok. 12-17 % wszystkich kontuzji [2]. Dodatkowo wg Andersena do urazów mięśni zginających w stawie kolanowym dochodzi ponad 2-krotnie częściej niż do urazów mięśni antagonistycznych.Podczas przyspieszania, hamowania, maksymalnego sprintu lub kopnięcia niezbędna jest bardzo duża moc mięśni grupy kulszowo-goleniowej [3].

Według współczesnej literatury urazy mięśniowe w piłce nożnej mogą być spowodowane zbyt dużym deficytem siły mięśniowej w stosunku do masy ciała lub w porównaniu do kończyny przeciwnej.Do innych przyczyn zalicza się zaburzona równowaga siły mięśniowejw szczególności pomiędzy zginaczami i prostownikami stawu kolanowego oraz zaburzona równowaga pomiędzy pracą koncentryczną, a ekscentryczną tych mięśni. Wśród innych przyczyn można także wymienić słabą elastyczność opisanych grup mięśniowych, zmęczenie bądź niewłaściwą rozgrzewkę [4].

W celu zapobiegania występowania urazów w piłce nożnej wydaję się być zasadne wdrożenie okresowych badań biomechanicznych, których celem byłoby wyszukiwanie najsłabszych ogniw i praca nad nimi. W znacznym stopniu mogłoby to wpłynąć na zmniejszenie ryzyka występowania urazów. Tego typu badania mogą być również pomocne w celu kontroli procesu treningowego i wpływać na jego modyfikację.Jednym z najszybszych i najprostszych metod oceny poszczególnych zespołów mięśniowych jest badanie momentów sił w warunkach izometrycznych. Pozwala ono określić ewentualny deficyt wartości momentów sił mięśniowych w stosunku do masy ciała osoby badanej oraz pozwala stwierdzić różnice w wynikach jednej kończyny względem strony przeciwnej. Za pomocą tego badania można również ocenić równowagę siły mięśniowej pomiędzy grupą mięśni agonistycznych oraz antagonistycznych dla danego ruchu w stawie.

W niniejszej pracy podjęto próbę oceny momentów sił mięśni prostujących i zginających w stawie kolanowym w warunkach izometrycznych oraz próbę oceny znalezienia związku pomiędzy siłą tych samych grup mięśniowych, a wysokością uzyskaną podczas wyskoku pionowego z miejsca (*CMJ*), zarówno obunóż jak i jednonóż. Badania przeprowadzono przed i po okresie przygotowawczym na piłkarzach nożnych jednego z klubów polskiej ekstraklasy.

Celem pracy było określenie:

- Zmian wartości względnych momentów sił mięśni prostujących oraz zginających w obu stawach kolanowych przed i po okresie przygotowawczym.
- Zmian wysokości wyskoku pionowego z miejsca obunóż orazjednonóż (Countermovement Jump - *CMJ*) przed i po okresie przygotowawczym.
- Zbadanie zależności pomiędzy siłą mięśni stawu kolanowego, a wysokością wyskoku. Określenie zależności pomiędzy wybranymi parametrami biomechanicznymi zmierzonymi przed i po okresie przygotowawczym.
- Przydatności tego typu pomiarów w procesie treningowym zawodowych piłkarzy nożnych.

2 MATERIAŁ I METODY

W badaniu wzięło udział 34 zawodowych piłkarzy nożnych polskiej ekstraklasy, z czego 16 z nich uczestniczyło w badaniach przed i po okresie przygotowawczym. Pomiarów dokonano w Centrum Diagnostyki Funkcjonalnej Kliniki Carolina Medical Center w Warszawie. Z 16 badanych, 13-tu zawodnikówzadeklarowało prawą kończynę dolną, jako dominującą (uderzającą piłkę), pozostali 3 zawodnicy byli lewonożni.Pierwsze badania zostały przeprowadzone w dzień przed rozpoczęciem okresu przygotowawczego, który trwał 5 tygodni. Następnie tuż przed okresem startowym zostały ponownie przeprowadzone badania sprawdzające te same parametry, co wcześniej. W dniu badań zawodnicy nie uczestniczyli w żadnym treningu. Charakterystykę badanej grupy przedstawiono w tabeli 1.

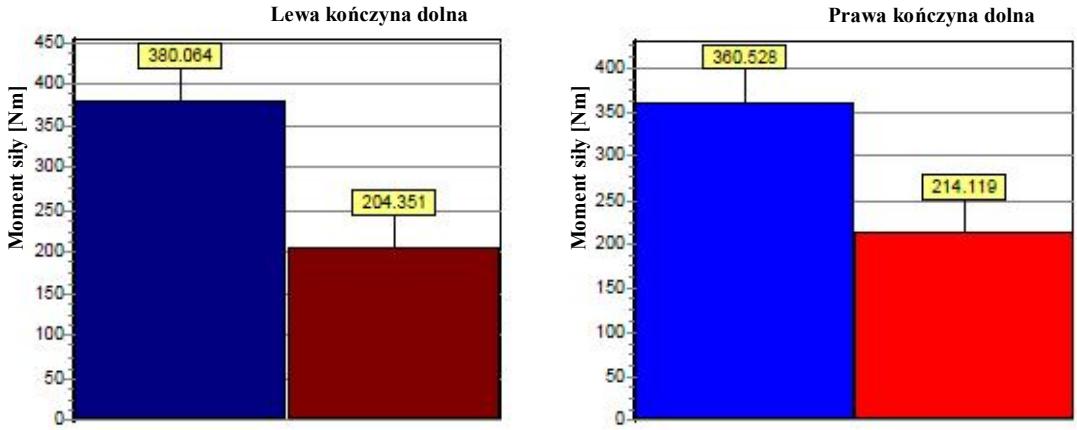
Tab.1. Charakterystyka średniej wieku, wysokości i masy ciała grupy badanej przed i po okresie przygotowawczym.

	Wiek [lata]	Wzrost [cm]	Masa ciała przed [kg]	Masa ciała po [kg]
Grupa badana(n=16)	**24 ± 5**	**181 ± 8**	**76 ± 7**	**77 ± 6**

Podjęte badania dotyczyły pomiarów momentów sił mięśni prostujących i zginających w obu stawach kolanowych. Badanie poprzedzone było 5 minutową rozgrzewką na cykloergometrze Monark z obciążeniem 1,5 Kp oraz szybkością 50-60 obrotów na minutę. Badania wykonano na stanowisku pomiarowym Research Line Leg Extension / Curl RL1 z wykorzystaniem Performance Recorder PR1 firmy HUR [Ryc. 1]. Zapisu pomiaru dokonano przy pomocy oprogramowania Performance Recorder Software Suite tej samej firmy. Badanie zostało przeprowadzone w warunkach izometrycznych i składało się z dwóch pomiarów każdej grupy mięśniowej, zarówno dla prawej, jak i lewej kończyny dolnej. Badana kończyna została ustabilizowana w kącie 30 stopni zgięcia w stawie kolanowym dla pomiaru mięśni zginających oraz w kącie 60 stopni zgięcia dla pomiaru mięśni prostujących, przy założeniu, że za wyprost w stawie kolanowym przyjęto kąt 0 stopni.

Dodatkowo ustabilizowano pasem tułów oraz uda w części dystalnej. Podczas badania kończyny górne skrzyżowane były na klatce piersiowej. Oś momentomierza ustawiona była na wysokości szpary stawu kolanowego (oś obrotu stawu). Pomiarów dokonanow następującej kolejności: prostowanie prawej kończyny, zginanie prawej kończyny, prostowanie lewej kończyny oraz zginanie lewej kończyny. Podczas pomiaru zawodnik był motywowany w sposób werbalny, jak również wizualny poprzez obserwację bieżącego wykresu momentu siły na ekranie.Według producenta możliwy błąd pomiaru nie przekracza 0,02 %. Do analizy statystycznej brano pod uwagę najlepszy, uzyskany przez osobę badaną wynik [Ryc. 2].

Rys.1. Stanowisko pomiarowe Research

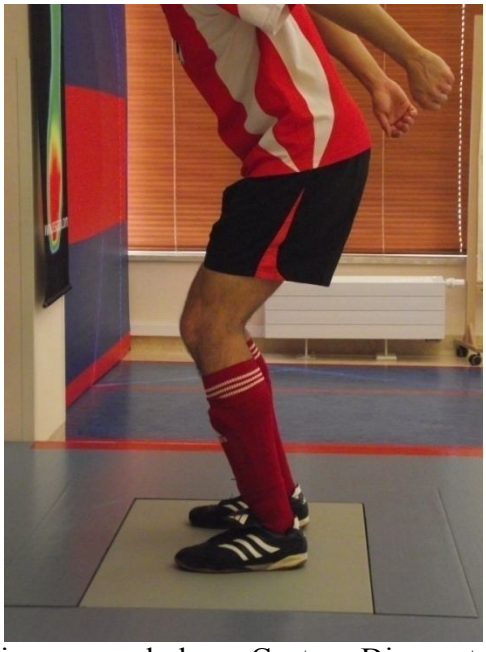


Rys.2. Przykładowy wynik momentu sił mięśni zginających i prostujących staw kolanowy przy pomocy urządzenia HUR

Kolejny pomiar wykonano przy użyciu platformy dynamometrycznej firmy AMTI [Ryc. 3]. Przy pomocy oprogramowania MVJ v3.4 firmy „JBA" Zb.STANIAK określono wysokość wyskoku obunóż i jednonóż dla obu kończyn dolnych w teście CMJ.Przed wykonaniem pomiarów każdy zawodnik wykonał rozciąganie dynamiczne mięśni kończyn dolnych. Po zademonstrowaniu przez diagnostę wyskoku CMJ każdy z zawodników wykonywał dwa wyskoki próbne. Badanie składało sięz dwóch wyskoków obunóż oraz dwóch jednonóż na

prawej i lewej kończynie dolnej [Ryc. 4]. Pomiaru dokonano w następującej kolejności: wyskok obunóż, wyskok jednonóż na prawej kończynie oraz wyskok jednonóż na lewej kończynie dolnej. Do analizy wykorzystano najlepszy uzyskany przez zawodnika wynik.

Rys.3. Platforma dynamometryczna AMTI



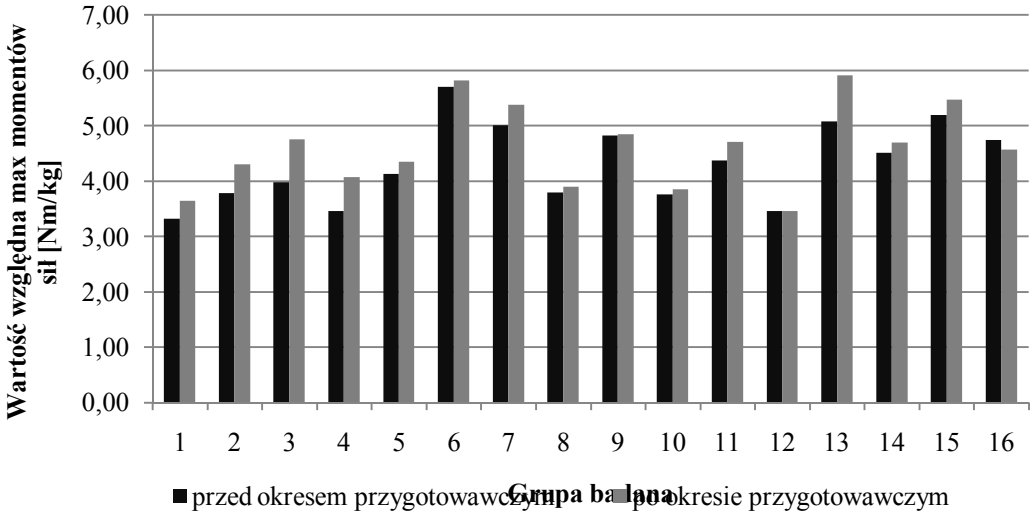
Rys.4. Stanowisko pomiarowe wyskoku w CentrumDiagnostyki Funkcjonalnej CMC

Uzyskane wyniki zebrano i opracowano przy pomocy arkusza kalkulacyjnego Excel 2010. Do porównania średnich wykorzystano test T-studenta oraz określono współczynniki korelacji Pearsona.

3. WYNIKI BADAŃ

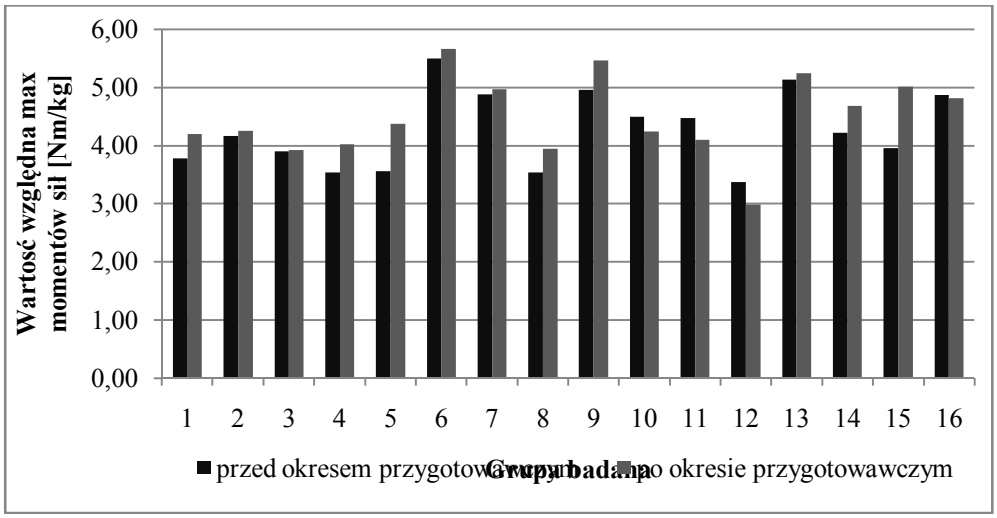
Spośród całej grupy badanej u 14 zawodników zanotowano wzrost wartości względnej maksymalnych momentów sił mięśni prostujących w prawym stawie kolanowym, natomiast w jednym przypadku nastąpiło obniżenie tej wartości. Maksymalna wartość względna siły mięśni prostujących w prawym stawie kolanowym przed okresem przygotowawczym wyniosła 5,70 Nm/kg, a minimalna3,32 Nm/kg. Po okresie przygotowawczym maksymalna

wartość względna kształtowała się na poziomie 5,91 Nm/kg, a minimalna 3,48 Nm/kg (Rys. 5).



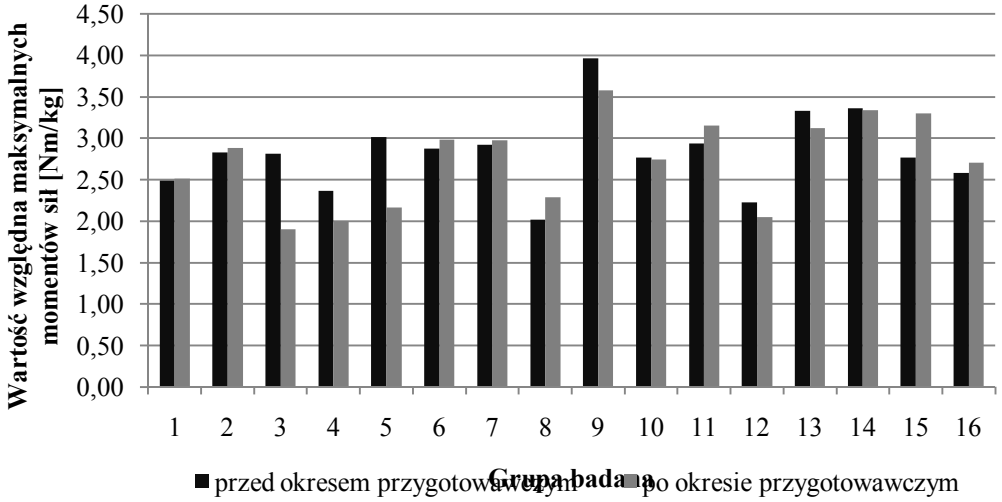
Rys.5. Rozkład wartości względnych maksymalnych momentów sił mięśni prostujących prawy staw kolanowy

Wśród 12 zawodników zaobserwowano wzrost wartości względnej maksymalnych momentów sił mięśni prostujących w lewym stawie kolanowym, natomiast w czterech przypadkach nastąpiło obniżenie tej wartości. Maksymalna wartość względna siły mięśni prostujących w lewym stawie kolanowym przed okresem przygotowawczym wyniosła 5,49 Nm/kg, a minimalna 3,37 Nm/kg. Po okresie przygotowawczym maksymalna wartość względna kształtowała się na poziomie 5,66 Nm/kg, a minimalna 2,99 Nm/kg (Rys. 6).



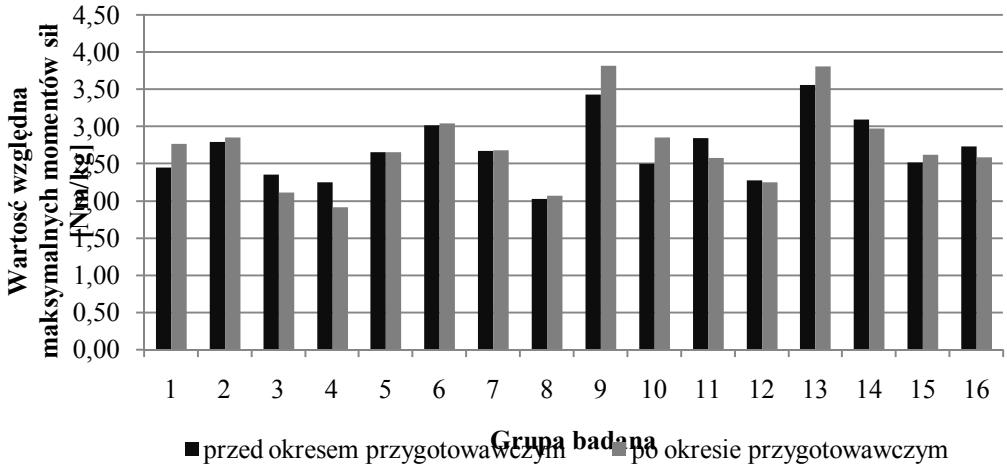
Rys.6. Rozkład wartości względnych maksymalnych momentów sił mięśni prostujących lewy staw kolanowy

Pomiar maksymalnych momentów sił mięśni zginających w prawym stawie kolanowym wykazał obniżenie tej wartości u 9 zawodników po okresie przygotowawczym, a u 7 z nich wartość ta wzrosła. Maksymalna wartość względna siły mięśni zginających w prawym stawie kolanowym przed okresem przygotowawczym wyniosła 3,96 Nm/kg, a minimalna 2,01 Nm/kg. Po okresie przygotowawczym maksymalna wartość względna kształtowała się na poziomie 3,58 Nm/kg, a minimalna 1,90 Nm/kg (Rys. 7).



Rys.7. Rozkład wartości względnych maksymalnych momentów sił mięśni zginających prawy staw kolanowy

Pomiar maksymalnych momentów sił mięśni zginających w lewym stawie kolanowym wykazał obniżenie tej wartości u 6 zawodników po okresie przygotowawczym, u 9 wartość ta wzrosła, a u jednego zawodnika wartość ta pozostała na tym samym poziomie. Maksymalna wartość względna siły mięśni zginających w prawym stawie kolanowym przed okresem przygotowawczym wyniosła 3,56 Nm/kg, a minimalna 2,03 Nm/kg. Po okresie przygotowawczym maksymalna wartość względna kształtowała się na poziomie 3,81 Nm/kg, a minimalna 1,91 Nm/kg (Rys. 8).



Rys.8. Rozkład wartości względnych maksymalnych momentów sił mięśni zginających lewy staw kolanowy

Na podstawie uzyskanych wyników zaobserwowano, iż wartość względna maksymalnego momentu sił mięśni prostujących wstawie kolanowym dla kończyny dolnej prawej istotnie wzrosła po okresie przygotowawczym średnio o 6 %. Podobny wynik uzyskano dla kończyny dolnej lewej, w której różnica wyniosła średnio 5 % na korzyść wyników po okresie przygotowawczym. Analizując wyniki grupy mięśni zginających zanotowano wzrost wartości względnej maksymalnego momentu sił średnio o około 1 % dla kończyny dolnej lewej oraz spadek wartości średnio o 4 % dla kończyny dolnej prawej. Uzyskana zmiana wyników dla mięśni zginających nie była istotna statystycznie [Tab. 2].

Tab.2. Średnie wartości względnych momentów sił mięśni zginających i prostujących w stawie kolanowym przed i po okresie przygotowawczym.

Rodzaj pomiaru	Przed okresem przygotowawczym		Po okresie przygotowawczym		Różnica p
	średnia	SD (±)	średnia	SD (±)	
Prostowniki P [Nm/kg]	4,30	0,74	4,58	0,77	**p<0,001**
Prostowniki L [Nm/kg]	4,24	0,68	4,47	0,71	**p<0,05**
Zginacze P [Nm/kg]	2,81	0,48	2,72	0,54	brak
Zginacze L [Nm/kg]	2,70	0,43	2,72	0,55	brak

Po okresie przygotowawczym zaobserwowano również istotny spadek wartości względnej maksymalnych momentów sił mięśni zginających względem prostujących w prawej kończynie dolnej średnio o około 11 %. W kończynie przeciwnej również zanotowano spadek tej wartości (średnio o 4 %) jednak nie był on istotny statystycznie [Tab. 3].

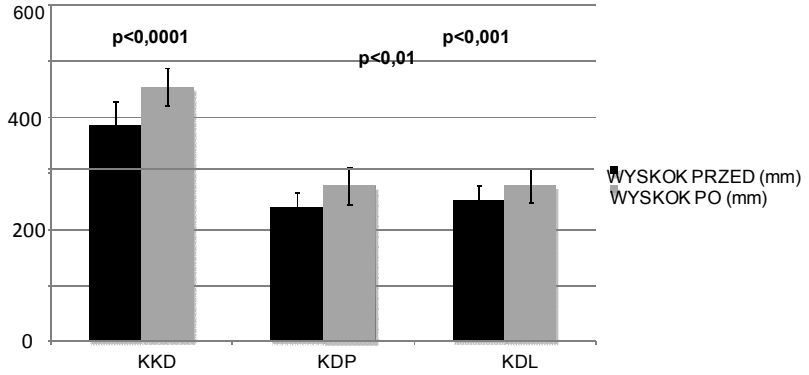
Tab.3. Zestawienie wartości względnych szczytowych momentów sił mięśni zginających i prostujących stawy kolanowe przed i po okresie przygotowawczym.

Rodzaj pomiaru	Przed okresem przygotowawczym		Po okresie przygotowawczym		Różnica p
	średnia	SD (±)	średnia	SD (±)	
Zg/Prst P [%]	66,19	9,84	59,63	9,63	**p<0,05**
Zg/Prst L [%]	63,56	6,5	60,88	8,33	brak

Analiza wyników na platformie dynamometrycznej AMTI wykazała istotny statystycznie wzrost wysokości wyskoku jednonóż po okresie przygotowawczym w stosunku do pierwszego pomiaru. Różnica ta wyniosła średnio około 16 % dla kończyny dolnej prawej oraz 11 % dla kończyny dolnej lewej [Tab. 4].

Tab.4. Zestawienie wartości wysokości wyskoku typu CounterMovementJump przed i po okresie przygotowawczym (KKD – obunóż, KDP – kończyna dolna prawa, KDL – kończyna dolna lewa)

Rodzaj wyskoku	Przed okresem przygotowawczym		Po okresie przygotowawczym		Różnica p
	średnia	SD (±)	średnia	SD (±)	
KKD [mm]	385,88	40,72	453,25	33,96	**p<0,0001**
KDP [mm]	238,75	26,13	277,75	32,94	**p<0,001**
KDL [mm]	250,25	27,81	277,38	29,81	**p<0,01**



Rys.9. Rozkład wartości wysokości wyskoku przed i po okresie przygotowawczym, KKD – wyskok obunóż, KDP – wyskok na prawej KD, wyskok na lewej KD.

	PR prawy	PR lewy	ZG prawy	ZG lewy	PR prawy	PR lewy	ZG prawy	ZG lewy	KKD	KDP	KDL	KKD	KDP	KDL
PR prawy	0,7916	0,5374	0,6450	0,9267	0,8685	0,6788	0,5483	0,2818	0,1734	-0,1571	0,3957	0,3035	0,2232
PR lewy	0,5847	0,7578	0,7336	0,8190	0,6822	0,7077	0,2112	0,4162	0,2117	0,1092	0,1716	0,3815
ZG prawy	0,8813	0,5538	0,6612	0,7093	0,8258	0,0770	0,2368	0,2481	0,1447	0,5387	0,5786
ZG lewy	0,6543	0,7338	0,7616	0,9220	-0,0104	0,2110	0,1852	-0,0627	0,3294	0,3328
PR prawy	0,8190	0,5890	0,5251	0,0792	0,0240	-0,1730	0,3146	0,3095	0,3102
PR lewy	0,7343	0,7224	0,3033	0,2138	0,1003	0,2734	0,3844	0,3877
ZG prawy	0,7634	0,3562	0,2408	0,0886	0,2532	0,3381	0,3879
ZG lewy	0,0190	0,3093	0,2524	-0,0670	0,3413	0,2972
KKD	0,5459	0,1320	0,6752	0,3296	0,1939
KDP	0,1670	0,2667	0,3144	0,0612
KDL	-0,1539	-0,1260	0,4348
KKD	0,5237	0,2415
KDP	0,4383
KDL	

Rys.10. Analiza korelacji siły mięśniowej oraz wysokości wyskoku, kolor czerwony (p<0,001), kolor niebieski (p<0,01), kolor różowy (p<0,05)

W przeprowadzonej analizie wykazano korelację pomiędzy siłą mięśni zginających przed okresem przygotowawczym, a wysokością wyskoku jednonóż na prawej oraz na lewej kończynie dolnej po okresie przygotowawczym. Wykazano również korelację pomiędzy wysokością wyskoku obunóż, a wysokością wyskoku na prawej kończynie dolnej przed i po okresie przygotowawczym. Istnieje również zależność pomiędzy wysokością wyskoku obunóż sprzed okresu przygotowawczego w stosunku do badania po okresie przygotowawczym. Zaobserwowanotakże korelacje pomiędzy wszystkimi badanymi grupami mięśniowymi przed i po okresie przygotowawczym (Rys.10).

Nie wykazano również istotnej różnicy pomiędzy wynikami próby wyskoku zawodników uderzających piłkę prawą kończyną dolną, a wynikami piłkarzy lewonożnych.

4. DYSKUSJA

Pomiar siły mięśniowej jest badaniem często wykorzystywanym wśród zawodowych klubów piłkarskich w celu określenia i monitorowania parametrów siły mięśniowej na różnych etapach cyklu treningowego. Coraz częściej stosowane są pomiary w warunkach izokinetycznych mięśni zginających i prostujących w stawie kolanowym. Croisier i wsp. w swoich badaniach wykazali przydatność tego typu pomiarów w celu prewencji urazów grupy kulszowo-goleniowej [5]. Badania te wymagają jednak większej ilości czasu oraz wywołują większe zmęczenie zawodnika podczas badania. Dodatkowo pomiar w warunkach izokinetycznych wymaga dodatkowej stabilizacji pozostałych części ciała osoby badanej, co często okazuje się bardzo trudnym zadaniem. Badania w warunkach izometrycznych są w znacznie mniejszym stopniu obarczone tego typu problemami. Według niektórych autorów są

również bardziej bezpieczne, dlategoteż autorzy niniejszej pracy uważają, iż mogą być one wartościową alternatywą dla pomiarów w izokinetyce [6].

Z przeprowadzonych badań wynika, iż pięciotygodniowy okres przygotowawczy znacząco wpłynął na poprawę momentu sił mięśni prostujących w stawie kolanowym, czego nie zaobserwowano w przypadku grupy antagonistycznej (mięśni grupy kulszowo-goleniowej). Typowy trening piłkarski uwzględnia większą pracę mięśnia czworogłowego uda, co zapewne wiąże się z chęcią poprawy parametrów kopnięcia piłki. Prawdopodobnie zbyt małą uwagę przywiązuje się do wzmocnienia grupy zginaczy w stawie kolanowym (szczególnie grupy kulszowo-goleniowej). Z wcześniejszych doniesień literatury wynika, iż na uszkodzenia wyżej wymieniowej grupy mięśniowej może mieć wpływ kilka czynników. Do najważniejszychzalicza się: osłabiona siła mięśniowa, zaburzony stosunek momentów sił mięśniowych pomiędzy kończynami, jak również pomiędzy zginaczami i prostownikami tej samej kończyny [7]. Według Brockett'a i wsp. (2004) dodatkowo przyczyną ich uszkodzeń może być nieprawidłowa praca koncentryczno-ekscentryczna [8]. Wydaje się być właściwe włączenie do treningu piłkarskiego ćwiczeń obejmujących zarówno pracę koncentryczną, jak i ekscentryczną wyżej wymienionych mięśni [9].

Przeprowadzone przez nas badaniawykazały zwiększoną dysproporcję siły mięśni zginających względem prostujących w stawie kolanowym w kończynie dominującej. Przyrost siły mięśni zginających nie był wprost proporcjonalny do tak dużego przyrostu siły mięśni prostujących. O'Sullivan i wsp. (2008) wykazali w swoich badaniach, iż grupa kulszowo-goleniowa w kończynie dominującej (uderzającej piłkę) powinna być mocniejsza niż w kończynie dolnej niedominującej. Według tych samych autorów urazy przeważają w kończynie dolnej dominującej, dlatego tak ważna jest praca nad zwiększeniem siły mięśni wyżej opisywanej grupy [10].Średnia wysokość wyskoku uległa znaczącej poprawie zarówno podczas próby jednonóż, w porównaniu do badania przed okresem przygotowawczym. Nie znaleziono jednak korelacji pomiędzy siłą mięśni zginających i prostujących w stawie kolanowym, a wysokością wyskoku. Otrzymane wyniki potwierdzają znany z literatury fakt braku związku siły mięśni zginających oraz prostującychze skocznością i bardzo istotnego wpływu techniki ruchu na wyniki oceny skoczności metodą CMJ [11].

5. WNIOSKI

W badaniach przeprowadzonych po okresie przygotowawczym zaobserwowano istotne zwiększenie siły mięśni prostujących w prawym oraz lewym stawie kolanowym w przeciwieństwie do mięśni zginających, których siła nie uległa zmianie.

Dysproporcja pomiędzy momentami sił mięśni zginających i prostujących w stawie kolanowym znacząco wzrosła szczególnie w kończynie dominującej (uderzającej piłkę).

Średnia wysokość wyskoku uległa znaczącej poprawie zarówno podczas próby wyskoku obunóż, jak i jednonóż, w porównaniu do badania przed okresem przygotowawczym.

Nie znaleziono jednak korelacji pomiędzy siłą mięśni zginających i prostujących w stawie kolanowym, a wysokością wyskoku.

6. PODSUMOWANIE

Przeprowadzenie okresowych badań biomechanicznych u zawodowych piłkarzy nożnych takich jak: pomiar momentów sił mięśniowych oraz wysokości wyskoku wydaję się być właściwym sposobem w celu kontroli efektywności procesu treningowego. Pozwala wprowadzić modyfikacje treningu, celem optymalizacji podstawowych parametrów biomechanicznych, takich jak siła mięśniowa oraz wysokość wyskoku, które w znacznym

stopniu decydują o skuteczności zawodnika podczas meczu. Dodatkowo badania te pozwalają wychwycić najsłabsze ogniwa takie jak: osłabiona siła mięśniowa lub zaburzony balans pomiędzy siłą mięśni zginających i prostujących staw kolanowy. Monitorowanie tych parametrów na różnych etapach treningu piłkarskiego pozwala na odpowiednio szybkie wdrożenie ćwiczeń uzupełniających dla mięśni grupy kulszowo-goleniowej oraz może przyczynić się do zmniejszenia urazowości piłkarzy nożnych, szczególnie pod kątem urazów mięśniowych.

Wiedza z przeprowadzonych badań może wpłynąć na modyfikację planu treningowego uwzględniającego większą aktywację mięśni zginających w stawie kolanowym w celu prewencji urazów opisywanej grupy mięśniowej.Kolejnym etapem naszych obserwacji będzie wdrożenie do treningu ćwiczeń ukierunkowanych na wzmocnienie i jednoczesne uelastycznienie grupy kulszowo-goleniowej oraz monitorowanie przyrostu siły opisywanej grupy mięśniowej względem mięśni prostujących w stawie kolanowym.

LITERATURA

[1] Adamczyk G.: Urazy w piłce nożnej. Forum Trenera Cz. 1. 2005, 1, 36–39
[2] Arnason A., Sigurdsson S.B., Gudmundsson A., Holme I., Engebretsen L., Bahr R.: Risk Factors for Injuries in Football. Am. J. Sports Med. 2004: 32: 5-16.
[3] Andersen T.E., Larsen O., Tenga A., Engebretsen L., Bahr R.: Football incident analysis (FIA): a new video-based method to describe injury mechanisms in professional football. Br J Sports Med 2003: 37: 226-232.
[4] Mjolsnes R., Arnason A., Osthagen T.,Raastad T., Bahr R.: A 10-week randomized trial comparing eccentric vs. concentric hamstring strength training in well-trained soccer players. Scand J Med Sci Sports 2004: 14: 311-317.
[5] Croisier J-L., Ganteaume S., Bined J., Genty M., Ferret J-M.: Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players. Am J Sports Med 2008: 36: 1469-1475.
[6] Schache A.G., Crossley K.M., Macindoe I.G., Fahrner B.B., Pandy M.G.: Can a clinical test of hamstring strength indentify football players at risk of hamstring strain? Knee Surg Sports TraumatolArthrosc 2011: 19: 38-41.
[7] Coombs R., Garbutt G.: Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assesement of muscle balance. Journal of Sports Science and Medicine 2002: 1: 56-62.
[8] Brockett C.L., Morgan D.L., Proske U.: Predicting Hamstring Strain Injury in Elite Athletes. Med. Sci. Sports Exerc. 2004: 36: 3: 379-387.
[9] Jonhagen S., Nemeth G., Eriksson E.: Hamstring Injuries in Sprinters: The Role of Concentric and Eccentric Hamstring Muscle Strength and Flexibility. Am. J. Sports Med. 1994: 22: 262-266.
[10] O'Sullivan K., O'Ceallaigh B., O'Connell K., Shaft A.: The relationship between previous hamstring injury and the concentric isokinetic knee muscle strength of irish gaelic footballers. BMC Musculoskeletal Disorders. 2008: 9: 30.
[11] Wychowański M.: Wybrane metody oceny dynamiki układu ruchu człowieka. Wydawnictwo AWF Warszawa, 2008.

DYNAMICS PROPERTIES OF LOWER EXTREMITIES IN ELITE FOOTBALL PLAYERS BEFORE AND AFTER A FIVE WEEKS TRAINING CAMP

Mateusz KRZYSZTOFIK, Patryk HAŁUSZCZAK, Simona KOJDER, Grzegorz FLIEGER, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Agnieszka GŁOWACKA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

ANALIZA CHODU OSÓB NIEWIDOMYCH

1. WSTĘP

Wzrok jest jednym z najważniejszych zmysłów w życiu człowieka. Jego utrata powoduje ogromne zmiany w życiu osoby dotkniętej tym problemem. Wzrok jest także bardzo ważnym elementem wpływającym na sposób poruszania się człowieka. Dla osoby niewidomej na chód oprócz czynników wynikających z integracji układów mięśniowo-kostnego oraz nerwowego, wpływają także czynniki wynikające takie jak moment utraty wzroku oraz przyczyna jego utraty.

Osoby niewidome od urodzenia lub te, które utraciły wzrok we wczesnym etapie życia łatwiej poruszają się samodzielnie niż osoby tracące wzrok w późnym okresie życia z powodu np.: retinopatii cukrzycowej. Podobny wpływ na stopień samodzielnego poruszania się ma przyczyna utraty wzroku. Osoby które wzrok tracą stopniowo w większości przypadków potrafią zachować większą autonomię w poruszaniu się niż osoby które doznały nagłej utraty wzroku. Z powodu braku zmysłu wzroku osoby niewidome są zmuszone do większego polegania na zmyśle równowagi i poczuciu przestrzeni.

Problematyka chodu osób niewidomych traktowana jest w sposób ogólnikowy, opisujący jedynie chód jako jeden z elementów, które zostały upośledzone. Analiza chodu osób niewidomych to temat obecnie rzadko poruszany i podejmowany. Poparte jest to małą ilością jakichkolwiek publikacji, poruszających tą tematykę, lub zajmujących się nią jako jednym z elementów życia niewidomych, który uległ upośledzeniu [9].

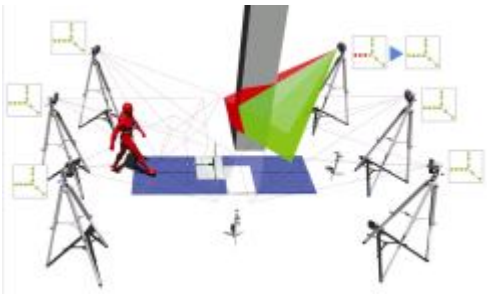
2. CEL I ZAKRES PRACY

Celem pracy jest wyznaczenie i przeanalizowanie parametrów czasowo-przestrzennych, wielkości kinematycznych oraz reakcji podłoża podczas chodu dla osób niewidomych. Zagadnienie to jest bardzo istotne, ponieważ za pomocą ilościowej analizy chodu porównuje się wybrane wielkości kinematyczne i dynamiczne chodu, do wyników tej samej osoby lub w odniesieniu do grupy porównawczej (np. grupy osób zdrowych) [1]. W artykule zamieszczono przykładowe wyniki uzyskane dla czworga niewidomych.

3. METODYKA BADAŃ

Badania doświadczalne przeprowadzono przy użyciu specjalistycznego systemu BTS SMART, służącego do trójpłaszczyznowej analizy ruchu człowieka w skład którego wchodzą także platformy dynamometryczne, kamery oraz jednostka sterująca. Zadaniem tego systemu

jest odbiór i analiza danych przesyłanych w podczerwieni z wykorzystaniem technologii optoelektronicznych. System współpracuje z pojedynczą do dziewięciu kamer TVC IR (liczba kamer zależy od potrzeb, im większa ilość tych dokładniejsze pomiary) pracujących w zakresie częstotliwości 50/60/120/240 Hz. Jednostkę sterującą stanowi serwer (Dual-Core Intel® XEON® PCI-X) współpracujący z poszczególnymi modułami systemu, w tym siecią Ethernet. System jest również wyposażony w platformę dynamometryczną przy pomocy której mierzone były m.in. reakcje sił podłoża. Na rysunku 1 widoczny jest tor pomiarowy, po którym porusza się osoba badana z wyszczególnionymi platformami dynamometrycznymi ulokowanymi pośrodku tego toru [2, 3].



Rys. 1 Schemat rozmieszczenia elementów systemu BTS [2]

Rys. 2 Optoelektroniczny system do analizy ruchu BTS Smart wraz z zarejestrowanym ruchem przykładowej osoby badanej [4]

Zalety stosowania systemu do kompleksowej analizy ruchu to m.in.:
a)synchronizacja danych – wszystkie informacje z różnych źródeł sygnału analogo-cyfrowego (platformy dynamometryczne, bieżnie, EMG) są synchronizowane czasowo
b) nieinwazyjność – stosowanie markerów refleksyjnych naklejanych na skórę pacjenta,
c) precyzyjna i szybka kalibracja – uzyskanie wysokich parametrów rozdzielczości obrazu, przetwarzanie danych w czasie rzeczywistym
d) szybkość i dokładność – system umożliwia dokładne śledzenie i identyfikację wszystkich markerów, przetwarzanie danych w czasie rzeczywistym
c) uniwersalność – możliwość stosowania systemu w różnych warunkach, np. na wolnym powietrzu,
e)modułowość – niezależne funkcjonowanie każdego z elementów (platformy, EMG, kamery IR) [5]
Każda z kamer posiada układ lamp emitujący promieniowanie podczerwone w kierunku pasywnych markerów. Markery wykonane są z materiału dobrze odbijającego światło (dzięki

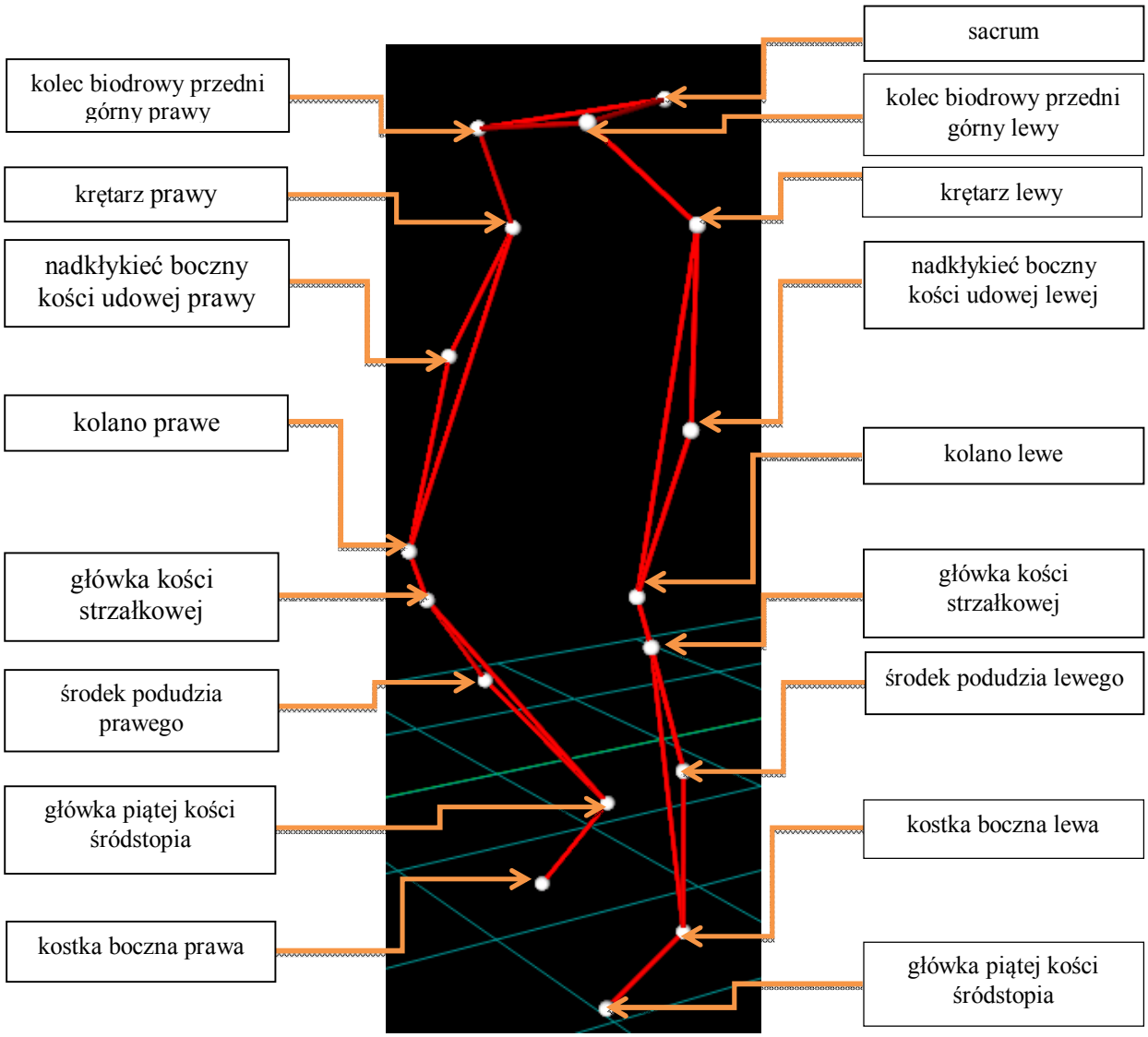
czemu padające promienie podczerwone są odbijane od powierzchni markerów) i umieszczone są na ciele pacjenta w ściśle określonych, antropometrycznych punktach ciała. W wyniku odbicia promieni świetlnych, kamery rejestrują trajektorie ruchu, po czym wysyłają dane do komputera. Następnie przy pomocy odpowiedniego oprogramowania (BTS Smart Analyzer) wyznaczone zostały współrzędne markerów w przestrzeni trójpłaszczyznowej, co w konsekwencji pozwoliło na obliczenie wartości wielkości kinematycznych i dynamicznych.

Charakterystyka oprogramowania BTS Smart Analyzer:
• możliwość rejestrowania danych kinematycznych i sygnału analogowego,
• graficzne wyświetlanie danych w czasie rzeczywistym,
• tworzenie modelu 3D z automatycznym oznaczaniem markerów,
• możliwość edytowania pozycji markerów,
• możliwość tworzenia własnych protokołów pomiarowych,
• możliwość modelowania matematycznego,
• graficzne wyświetlanie wyników w 3D i 2D (wykresy i tabele),
• kompatybilność z formatami C3D, Excel, Matlab,
• możliwość indywidualizacji tworzenia raportu multimedialnego z zawartością graficzną (tabele, wykresy, zapisany obraz video). [5]

Przedstawiane wyniki badań zawierają parametry czasowo-przestrzenne (czas trwania faz chodu, częstotliwość korków oraz prędkość chodu), wielkości kinematyczne dla chodu w płaszczyźnie strzałkowej, czołowej i poprzecznej dla miednicy oraz dla stawów: biodrowego, kolanowego i skokowego (zakresy ruchów), a także reakcje podłoża. Otrzymane dane dotyczące badanego pacjenta porównuje się z typową prawidłową charakterystyką chodu określoną przez producenta systemu BTS Smart (producent nie podaje na jakiej podstawie zostały opracowane wykorzystane normy, w tym celu należałoby przeprowadzić własne badania). Badaniom doświadczalnym poddano cztery osoby w wieku w przedziale 37-58 lat, bez pomocy rehabilitacyjnego sprzętu dla osób niewidomych (laski, psy przewodnicy). Osoby te są osobami niewidomymi, u których nie ma żadnych wad ani też chorób związanych z narządem ruchu.

Pacjent 1: wiek 37, niewidoma od urodzenia – genetycznie, po rehabilitacji
Pacjent 2: wiek 48, stracił wzrok w wieku 25 lat, utrata wzroku nagła w skutek wypadku, w trakcie rehabilitacji
Pacjent 3: wiek 58, niewidoma z powodu retinopatii cukrzycowej – od 50 roku życia, brak rehabilitacji
Pacjent 4: wiek 54, niewidoma z powodu retinopatii cukrzycowej – od 49 roku życia, w trakcie rehabilitacji

Przed rozpoczęciem badań pacjenta oklejono markerami w charakterystycznych punktach na ciele oraz dokonano pomiarów antropometrycznych pacjentów. Określono między innymi wzrost, masę ciała, szerokość miednicy, długość prawej i lewej kończyny, szerokość kolan, szerokość kostek, oraz głębokość poszczególnych stron (lewej i prawej strony) miednicy. Na rys. 3 przedstawiono model wygenerowany w oprogramowaniu BTS Smart wraz z markerami umiejscowionymi w odpowiednich punktach na kończynach dolnych i miednicy.



Rys. 3 Schemat modelu 3D kończyn dolnych wraz z rozmieszczeniem markerów

4. OTRZYMANE WYNIKI

Na podstawie badań uzyskano parametry czasowo-przestrzenne pacjentów wraz z wykresami przedstawiającymi wielkości kinematyczne i reakcje podłoża. Wyniki porównano z normą dla osób zdrowych bez stwierdzonych zaburzeń narządów ruchu.

4.1 Parametry czasowo-przestrzenne pacjentów

Parametry czasowe pacjentów uzyskane w wyniku pomiarów zostały przedstawione w tabeli 1.

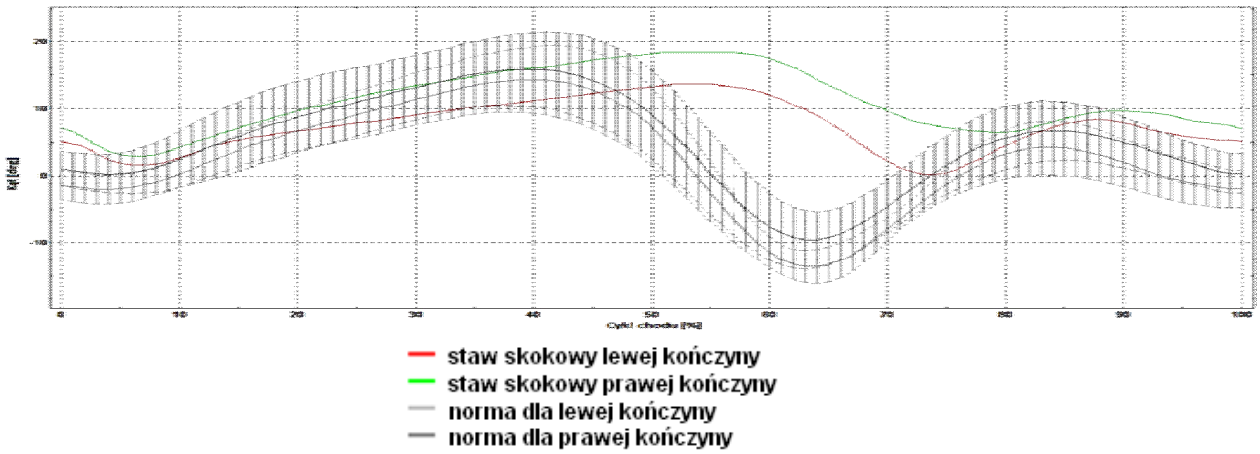
Tabela1. Wykaz parametrów czasowych pacjentów wraz z normą

	jednostka	Pacjent 1		Pacjent 2		Pacjent 3		Pacjent 4		Norma	
		prawa	lewa	prawa	lewa	prawa	lewa	prawa	lewa	prawa	lewa
faza podporowa	%	59.6	58.9	45.4	61.8	70.5	66.6	62.8	57.7	59.6 ± 1.2	59.3 ± 1.8
faza wymachowa	%	40.4	41.1	54.3	38.2	29.5	33.4	37.2	42.3	40.4 ± 1.2	40.7 ± 1.8
faza dwupodporowa	%	10.9	7	12.1	20.4	16.5	18.8	10.5	10.6	13.4 ± 1.1	8.3 ± 0.6
częstotliwość kroków	krok/min	102.47		84.886		70.836		113.374		113.844 ± 4.302	
prędkość chodu	m/s	0.76		0.74		0.4		0.96		1.33 ± 0.6	

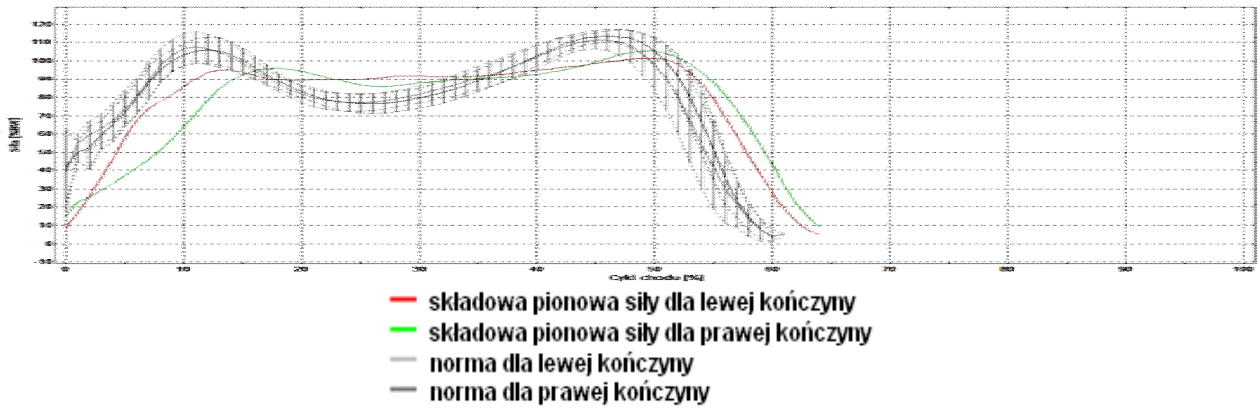
Analiza uzyskanych wyników oraz porównanie ich do norm przyjętych dla osób zdrowych wykazały znacznie zmniejszoną częstotliwość stawiania kroków, połączoną z niewielkim spadkiem prędkości chodu. Zmiany te wynikają z niepełnosprawności pacjentów, natomiast wpływ na różne wyniki poszczególnych pacjentów oprócz przyczyn niepełnosprawności miała także zastosowana rehabilitacja.

4.2 Wielkości kinematyczne i reakcje podłoża

Na rys. 4 przedstawione jest największe odchylenie od normy w stawie skokowym podczas pojedynczego cyklu chodu. Natomiast na Rys. 5 przedstawione są siły reakcji podłoża odczytane przy użyciu platform dynamometrycznych.



Rys. 4 Zgięcie w stawie skokowym Pacjenta 3
(widoczne odchylenia od normy obu kończyn, widoczny „płaski chód”)

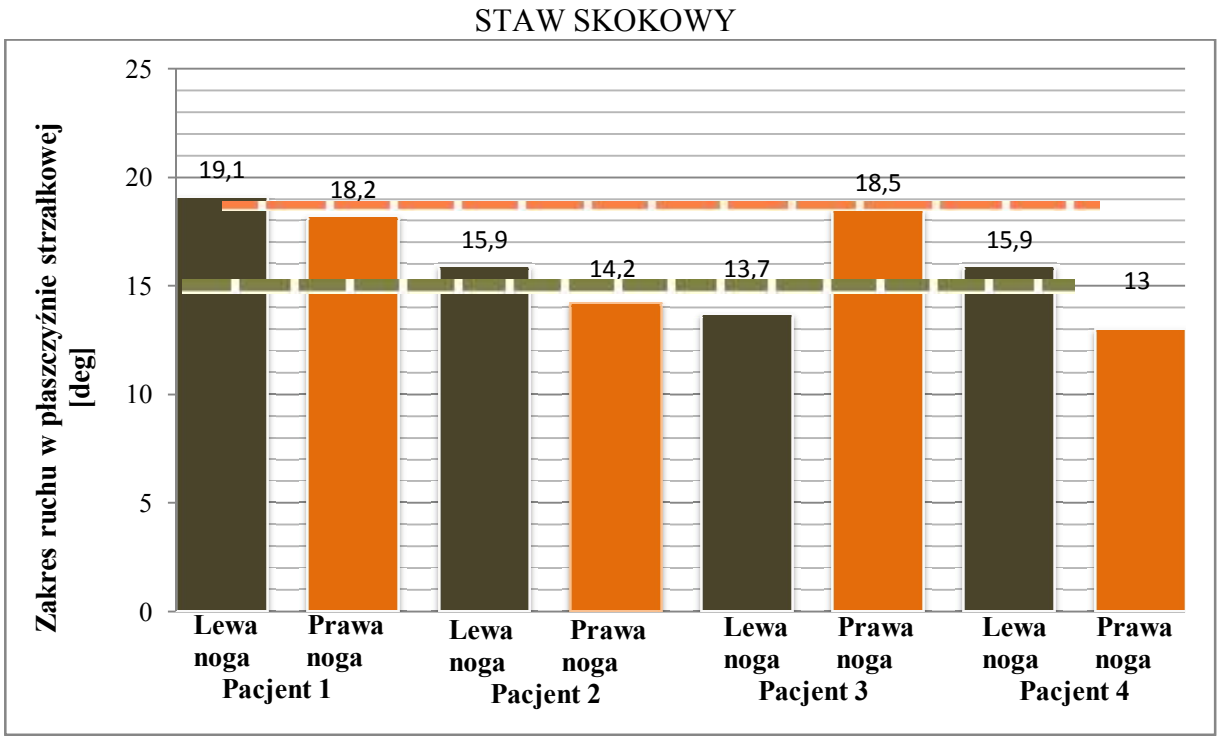


Rys. 5 Składowa pionowa siły reakcji podłoża
(widoczne odstępstwa od normy w początkowych i końcowych cyklach chodu)

Po analizie wszystkich wyników stwierdzono, że osoby niewidome wykazują charakterystyczny „płaski chód" (brak charakterystycznych faz chodu: najpierw stawianie pięty, opadanie całej stopy na podłoże i odrywanie stopy na palcach kończąc) co uwidocznione jest na rysunku 4. Analiza wykazała także duża różnice składowej pionowej reakcji sił podłoża względem przyjętej normy dla osób zdrowych (Rys. 5).

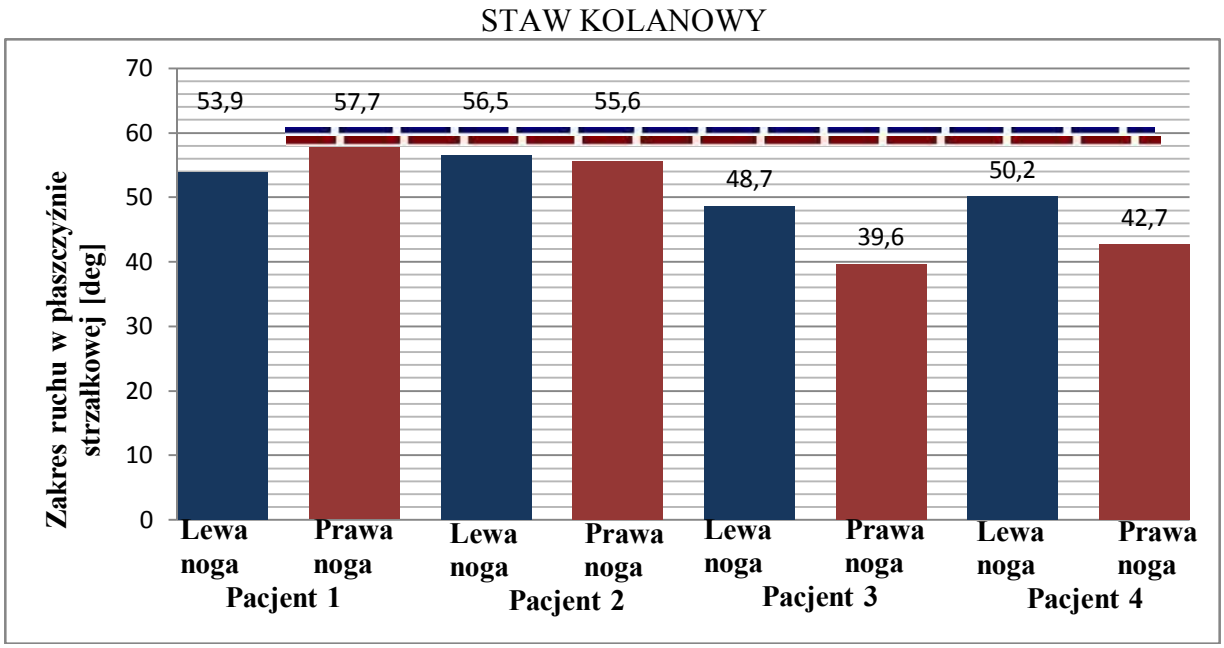
4.3 Zakres ruchu w poszczególnych stawach dla kończyny dolnej

Na wykresach poziome linie przerywane określają wartość unormowaną u zdrowej osoby. Natomiast jeśli chodzi o podpis kolumn na wykresach pierwsza litera określa nogę prawą bądź lewą, kolejne dwie określają rodzaj stawu (dwie pierwsze litery danego stawu i końcowa z liczbą określa numer pacjenta.



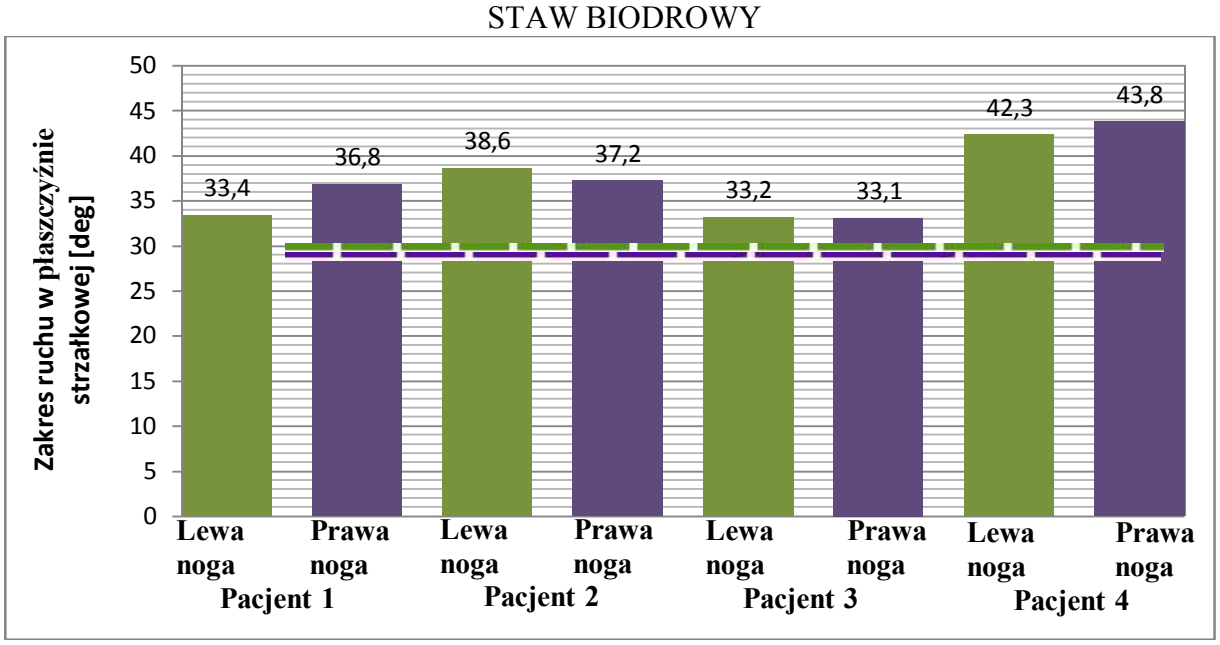
Rys. 6 Zakres ruchu w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej

Z rys. 6 wnioskuje się, że uśrednione wartości zakresu ruchu w stawie skokowym w przypadku dwóch pacjentów, nie odbiegają znacznie od normy. Jednak różnice tych wartości występują, co świadczy o patologii chodu, a ściślej mówiąc, o nieodpowiednim stawianiu kroków, gdzie nie ma charakterystycznego stawiania kroku od pięty i kończeniu go oderwaniem stopy od podłoża zaczynając od palców. Jest to potwierdzeniem specyficznego „płaskiego chodu" osób niewidomych, który polega na płaskim stawianiu stopy na podłoże, celem asekuracji.



Rys. 7 Zakres ruchu w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej

Z rys. 7 wynika, że osoby niewidome zdecydowanie mniej uginają kolana podczas chodu, co przekłada się na większą sztywność kroków i mniejszą ich amortyzację. Jest to skutkiem mniejszej orientacji przestrzennej.



Rys. 8 Zakres ruchu w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej

Na rys. 8 można zaobserwować odchylenia od normy związane ze stawem biodrowym. Osoby niewidome wykazują się większym nachyleniem całej kończyny dolnej niż u osób zdrowych. Przyczynia się to do zachwiania faz cyklu chodu i wykonywania kroków poprzez płaskie stawianie stóp, z pojawiającym się „szuraniem" stóp po podłożu.

5. PODSUMOWANIE

Wzrok ma bardzo istotne znaczenie w lokomocji. Jego utrata, czy to stopniowa, czy nagła powoduje zróżnicowane patologie chodu. Po przeprowadzeniu badań czterech osób niewidomych stwierdzono, że chód odbiega od normy zdrowego człowieka. Trzeba jednak zaznaczyć, że chód osób, które od urodzenia są niewidome różni się w mniejszym stopniu od chodu osób zdrowych, niż u osób, które nagle straciły wzrok.

Podczas badania zauważono, że osoby niewidome bardzo delikatnie chodzą, wręcz asekuracyjnie, co wykazały badania sił reakcji podłoża. Niewidomi najpierw orientują się przestrzennie, a dopiero później stawiają kończynę dolną. Wiąże się to z rozpoczynaniem cyklu chodu od palców, a nie od pięty, jak u zdrowego człowieka. Powoduje to płaskie ustawienie stopy. Co więcej, z powodu dominacji nogi prawej, dostrzeżono duże rozbieżności między obiema nogami - mniejszy zakres udziału pięty lewej nogi w porównaniu z prawą.

Badania wykazały również znaczne pochylenie miednicy w kierunku czołowym oraz rotację biodra, co ma wpływ na płaskie układanie stóp, oraz lekkie „szuranie". U niektórych pacjentów odnotowano praktycznie identyczny kąt zginania/prostowania w stawie kolanowym, oraz skokowym, gdzie w sytuacji normalnej, w końcowej fazie chodu kąt powinien być większy niż na początku, a stawu skokowego mniejszy. Tą sytuację dobrze obrazują siły reakcji podłoża (składowa pionowa sił) – piki są mniejsze, niż normalnie, co jest związane z mniejszym przeciążeniem oraz propulsją. Również sam cykl chodu jest dłuższy, a w związku z tym prędkość wybijania się mniejsza.

Osoby, które są niewidome od urodzenia mają lepszy zmysł orientacji przestrzennej i lepszą stabilizację, niż osoby, które nie widzą od niedawna. Znaczny wpływ na chód osób niewidomych ma także stosowana rehabilitacja oraz stopień jej zaawansowania. Chód osób niewidomych jest asekuracyjny, stopa stawiana jest „płasko" zaczynając od palców co wiąże się z badaniem podłoża przed pacjentem (wpływ rehabilitacji przystosowanej do poruszania się bez udziału sprzętu rehabilitacyjnego dla niewidomych).

LITERATURA

[1] Syczewska M.: „Chód w obrazie analizy laboratoryjnej", Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja, vol. 3, nr 4, 2001
[2] http://technomex.pl/?p=pl/oferta/19/1/1/index (30.10.2012)
[3] Guzik A., Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice: „Analiza rynku systemów pomiarowych wykorzystywanych w badaniach z zakresu biomechaniki", ZeszytyNaukowe Katedry Mechaniki Stosowanej, nr 30/2006
[4]http://www.polsl.pl/Wydzialy/RIB/PublishingImages/News/nowe_gliwice/Optoelektroniczny_system_do_analizy_ruchu_BTS_SMART.jpg (30.10.2012)
[5] http://analiza-ruchu.pl/Default.aspx?tabid=662 (30.10.2012)
[6] Błaszczyk J. W.: „Biomechanika kliniczna", PZWL, 2004, s.240-252
[7] Dega W.: „Ortopedia i rehabilitacja", PZWN Warszawa 1983, t.1. s.85-94
[8] Zębaty A.: „Kinezyterapia", Wydawnictwo „Kasper" Sp. z.o.o., Kraków, 2003, s.74-85
[9] Josephine Miller: „Vision, a component of locomotion" Bulletin of Prosthetics Research-Fall, 1968

GAIT ANALYSIS OF BLIND PEOPLE

Mateusz KRZYSZTOFIK, Koło Naukowe Biomechatroniki, Katedra Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Opiekun naukowy: **Paweł JURECZKO**, Katedra Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

PROJEKT UPRZĘŻY ORTOPEDYCZNEJ DO ODCIĄŻENIA PACJENTÓW W TRAKCIE LOKOMOCJI

Streszczenie: W artykule przedstawiono projekt uprzęży ortopedycznej wraz z podwieszeniem służącej do odciążania pacjenta w trakcie wykonywania ćwiczeń lokomocyjnych. Zaprezentowano również wykonany prototyp, który jest obecnie testowany wraz systemem podwieszającym skonstruowanym w Katedrze Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej.

1. WSTĘP

Choroby kończyn dolnych to w dzisiejszych czasach jedna z najczęściej występujących chorób doskwierających nie tylko osobom dorosłym ale także dzieciom. Leczenie tych schorzeń może być przeprowadzane na kilka różnych sposobów. Jedną z dostępnych opcji jest leczenie pozaoperacyjne, skupione na ćwiczeniach oraz czynnościach rehabilitacyjnych natomiast drugą leczenie operacyjne. Przy leczeniu operacyjnym odciążanie kończyn dolnych może być wskazane w początkowej fazie rehabilitacji, kiedy to mięśnie nie są jeszcze przystosowane do działania pod pełnym ciężarem ciała. Stosowanie odciążania kończyn dolnych w leczeniu pozaoperacyjnym pozwala na skupienie się na wybranych partiach mięśni, wyłączając inne mięśnie z działania. W obu przypadkach ważnym aspektem jest odpowiednie zabezpieczenie osoby rehabilitowanej przed upadkiem w trakcie lokomocji. W tym celu stosowane są uprzęże odciążające [1].

2. CEL PRACY

Celem pracy było zaprojektowanie oraz wykonanie podwieszonej uprzęży odciążającej pacjenta w trakcie wykonywania ćwiczeń lokomocyjnych.

3. ZADANIA UPPRZĘŻY ORTOPEDYCZNEJ DO ODCIĄŻANIA PACJENTÓW

Uprząż odciążająca kończyny dolne pacjenta musi pozwalać na swobodny ruch kończyn dolnych, jednocześnie niwelując obciążenie działające na kończyny dolne wynikające z ciężaru ciała. Jednakowoż przy zapewnieniu swobody ruchu kończyn dolnych pacjenta uprząż musi zapewnić usztywnienie części lędźwiowej. Projekt uprzęży musi także brać pod uwagę wygodę pacjenta podczas wykonywania ćwiczeń oraz uwzględniać możliwe problemy ruchowe pacjentów, które mogą utrudniać założenie uprzęży. Obecnie stosuje się trzy typy uprzęży:

- Uprzęże pełne – uprzęże zapewniające najlepszą ochronę pacjenta w razie upadku, posiadają przynajmniej jeden wysoko umiejscowiony punkt zaczepienia umiejscowiony na wysokości mostka lub wyżej pozwalający na swobodę ruchu kończyn dolnych,
- Uprzęże biodrowe – uprzęże stosowane w przypadku kiedy potrzebny jest większy komfort pracy niż w przypadku uprzęży pełnych, posiadają niżej umiejscowiony punkt zaczepienia, najczęściej stosowane do tzw. „pracy w podparciu"
- Uprzęże piersiowe – uprzęże stosowane w specjalnych przypadkach, najczęściej z uprzężą biodrową, kiedy wymagany jest wyższy punkt zaczepienia[2].

Przy wyborze optymalnego rozwiązania kierowano się następującymi kryteriami:

K1 – swoboda ruchu pacjenta;
K2 – uniwersalność uprzęży;
K3 – wymagane dodatkowe elementy do podwieszenia uprzęży;
K4 – bezpieczeństwo osoby podczepionej na uprzęży;
K5 – cena;

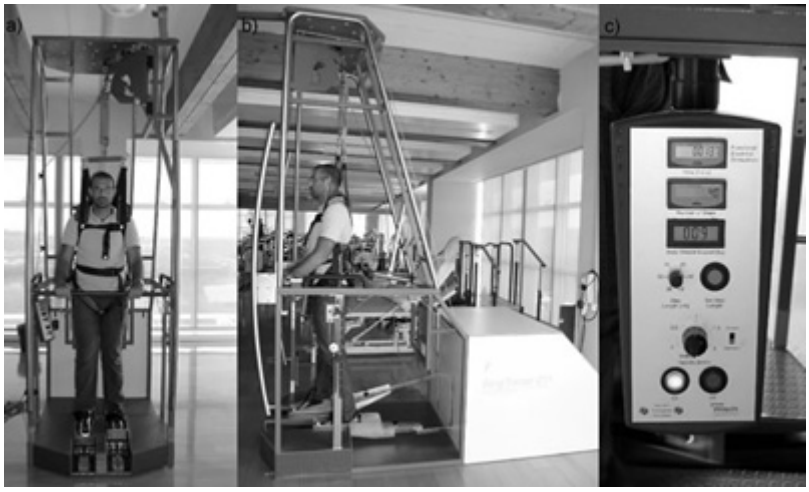
Tabela 1. Optymalizacja uprzęży

x	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	Suma	**UPRZĄŻ PEŁNA**	**UPRZĄŻ BIODROWA**	**UPRZĄŻ PIERSIOWA**	**5**
K1	x	1	1	1	1	0	1	5	2	2	1	3
K2	0	x	0.5	1	0.5	0	0.5	2.5	2	1	1	3
K3	0	0.5	x	1	0.5	0	0.5	2.5	3	3	3	3
K4	0	0	0	x	1	0	0.5	1.5	3	3	3	3
K5	0	0.5	0.5	0	x	0	0.5	1.5	3	3	3	3
Suma punktów:									**31,5**	**29**	**24**	**39**
Procentowa ocena:									**80,77%**	**74,36 %**	**61,54 %**	**100%**

Uwzględniając wymienione czynniki skonstruowano prototyp zmodyfikowanej pełnej uprzęży odciążającej pacjentów w trakcie lokomocji. Podobne rozwiązania są stosowane obecnie w systemach analizy ruchu ze Szwajcarii (Lokomat) oraz Niemiec (Gait Trainer)[3][4]. Stosowanie pełnych uprzęży odciążających znalazło także zastosowanie w leczeniu rehabilitacyjno-ortopedycznym chorych z mózgowym porażeniem dziecięcym. W wielu metodach stosowanych w celach rehabilitacyjnych i rehabilitacyjno-leczniczych

pierwszą fazą jest obserwacja chorego, który powinien mieć swobodę ruchów - co mogą zapewnić uprzęże[1].

Rys. 1. System Lokomat firmy Hocoma AG [4]

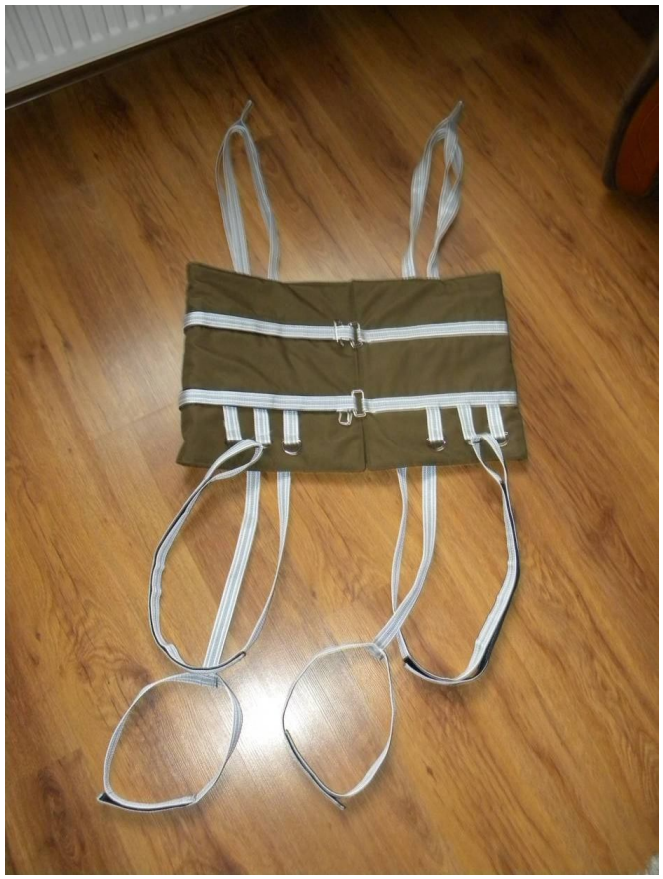


Rys. 2. System Gait Trainer [3]

4. PROJEKT UPRZĘŻY DO ODCIĄŻANIA PACJENTÓW

Projektowana uprząż jest przeznaczona do stosowania w celu ochrony oraz odciążania osoby rehabilitowanej. Projekt zapewnia komfort użytkowania pozwalający na skupieniu się na ćwiczeniach rehabilitacyjnych, przy czasie jednorazowych ćwiczeń nie przekraczającym 45 minut. Uprząż powinna być stosowana dla osób dorosłych, o wzroście powyżej 1,5m oraz wadze do 160 kg., których obwód pasa nie przekracza 1,6 m oraz obwód klatki piersiowej nie przekracza 1,5 m. Uprząż przystosowana jest do zakładania przez fizjoterapeutę lub osobę

przeszkoloną do tego typu czynności. Projekt uprzęży pełnej powinien spełniać wszystkie zadania uprzęży odciążającej oraz zapewnić niski koszt produkcji. Aby zapewnić odpowiedni udźwig oraz wytrzymałość uprzęży zastosowano taśmę polipropylenową o szerokości 22 mm (dobrana szerokość taśmy powoduje zmniejszenie ucisku na ciało), której udźwig wynosi 250 kg. Dostosowanie uprzęży do wymagań personalnych pacjentów zostało zapewnione, poprzez możliwość regulacji zapięć na rzepach krawieckich (łącznie zużyto 2 metry rzepów krawieckich), co pozwala na stosowanie uprzęży osobom o różnych posturach ciała. Część biodrowa uprzęży posiada trójstopniową możliwość regulacji dla każdej nogi z osobna. Celem dodatkowego zabezpieczenia osoby odciążanej zastosowano podwójne zapięcie rzepowo-sprzączkowe z możliwość regulacji szerokości uprzęży. Sztywność części piersiowej jest zapewniana przez dwie warstwy sztywnego materiału o powierzchni całkowitej 4 m^2, pomiędzy którymi znajduje się jedna warstwa materiału miękkiego o powierzchni 2 m^2. Całkowity koszt produkcji uprzęży odciążającej wyniósł 220 złotych. Obecnie na rynku znajduje się znikoma liczba uprzęży odciążających, przeważnie dedykowanych systemom analizy ruchu co uniemożliwia porównanie ceny zaprojektowanej uprzęży do cen rynkowych.

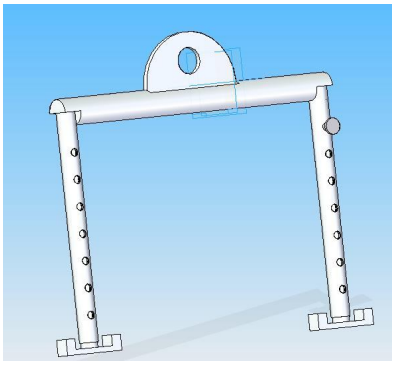


Rys. 3. Wykonana uprząż odciążająca (widok na całość z przodu)

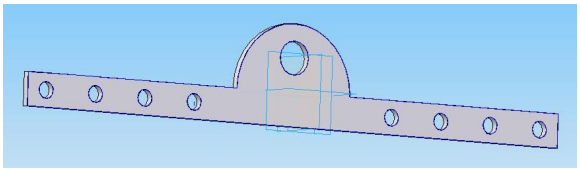
Rys. 4. Wykonana uprząż odciążająca (widok na całość z tyłu)

5. PROJEKTY ŁĄCZNIKÓW MIĘDZY UPRZĘŻĄ A RAMĄ

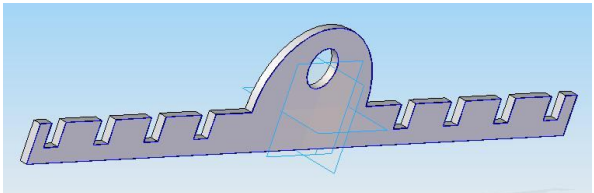
W celu zapewnienia możliwości utrzymania zadanej pozycji oraz podwieszenia uprzęży zaprojektowano także trzy typy łączników. Łączniki zostały zaprojektowane w programie Inwentor. Przy konstruowaniu łączników wykorzystano aluminium jako odpowiedni materiał ze względu na jego wytrzymałość a także małą wagę umożliwiającą łatwe podnoszenie przez kobietę fizjoterapeutkę i łączenie z linką nośną. Do tego łącznika za pomocą karabinków są mocowane pasy uprzęży.



Rys. 5. Wariant 1 łącznika z 7 stopniową regulacją szerokości i wysokości podwieszenia



Rys. 6. Wariant 2 łącznika z 4 stopniową regulacją szerokości podwieszenia



Rys. 6. Wariant 3 łącznika z 4 stopniową regulacją szerokości podwieszenia

Każdy z łączników ma inną technikę regulacji podwieszenia. W trakcie projektowania i wykonywania obliczeń wytrzymałościowych wybrano wariant 2, w którym to łączniku wykonane są otwory. Ze względu bezpieczeństwa jest to najlepsze rozwiązanie.

6. WNIOSKI

Uprzęży ortopedyczne do odciążania pacjentów podczas lokomocji znajdują zastosowanie podczas leczenia i rehabilitacji, w których wymagane jest odciążenie pacjenta oraz umożliwienie mu swobodnego ruchu kończyn dolnych. Wykonana uprząż charakteryzuje się niskimi kosztami produkcji oraz możliwością odciążania osób o różnych warunkach fizycznych. Zapewnia odpowiedni komfort użytkowania przy zachowaniu odpowiedniego czasu trwania sesji ćwiczeniowej. Obecnie uprząż jest testowana w Katedrze Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej na zdrowych osobnikach. Po przejściu pozytywnych testów urządzenie będzie testowane na pacjentach w Górnośląskim Centrum Rehabilitacji „Repty".

7. LITERATURA

[1] Wiktora Degi: Ortopedia i rehabilitacja tom 1 i 2, Warszawa Wydawnictwo Lekarskie PZWL 2003, 2004, 2006
[2] Edited by Rory A. Cooper, Hisaichi Ohnabe, Douglas A. Hobson: An introduction to rehabilitation engineering, Taylor & Francis New York, London 2007
[3] http://www.rehab.research.va.gov/jour/11/482/iosa.html (20.12.2011)
[4] http://www.healingtherapies.info/treadmill_training.htm (5.1.2012)

PROJECT OF ORTHOPEDIC HARNESS TO UNBURDEN PATIENTS IN LOCOMOTION

Sylwia ŁAGAN, Małgorzata MARCINKOWSKA, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

PROJEKTOWANIE WKŁADEK ORTOPEDYCZNYCH Z WYKORZYSTANIEM SYSTEMÓW INŻYNIERSKICH

Streszczenie: Komputerowe wspomaganie projektowania oraz komputerowe wspomaganie wytwarzania stają się systemami inżynierskimi aplikowanymi na potrzeby ortopedii. W pracy przedstawiono metodę pomiaru wysokości łuku stopy w celu przygotowania wkładek ortopedycznych. Uzyskane wyniki pomiarowe wykorzystano do wygenerowania trójwymiarowego komputerowego modelu wkładki ortopedycznej.

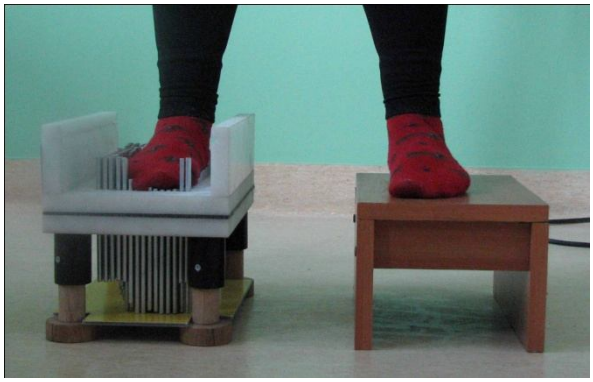
1. WSTĘP

Współczesne społeczeństwo zmaga się z licznymi dolegliwościami natury ortopedycznej, mogącymi znacznie obniżać komfort życia. Noszenie wkładek ortopedycznych jest dobrym uzupełnieniem terapii i pozwala na zredukowanie dolegliwości bólowych. Najlepszym rozwiązaniem jest wykonanie wkładki dopasowanej indywidualnie do pacjenta, gdyż patologie stóp mogą się znacznie od siebie różnić. Dzięki zaawansowanym systemom inżynierskim istnieje możliwość zaprojektowania pomocy medycznych indywidualnie [1,3].

W poniższej pracy przedstawiono poszczególne etapy projektowania wkładek przy pomocy systemów inżynierskich. Omówiono także wady i zalety podanej metody oraz ewentualne możliwości jej ulepszenia.

2. METODYKA PRACY

Pierwszym etapem pracy było wyselekcjonowanie osób z płaskostopiem podłużnym na podstawie badań podoskopowych i plantokonturograficznych, które następnie zostały poddane badaniu wysokości sklepienia stopy na przyrządzie kołeczkowym Matthiasa. Badanie dostarcza nam informacji na temat płaskostopia podłużnego, natomiast na jego podstawie nie możemy ocenić płaskostopia poprzecznego lub innych wad. W oparciu o wyniki pomiarów został wykonany trójwymiarowy model wkładki w programie Catia V5R19.

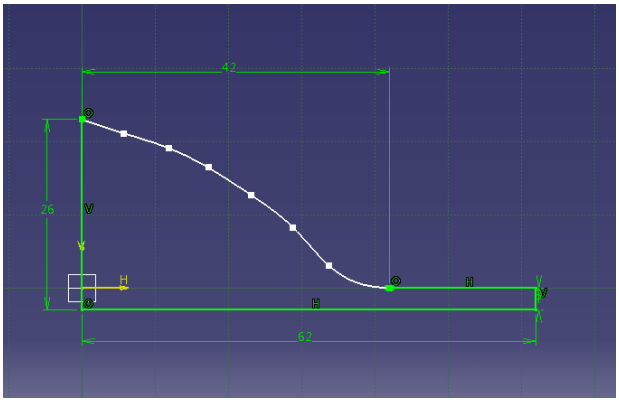


Rys.1. Badanie na przyrządzie Matthiasa

3. WYKONANIE PROJEKTU

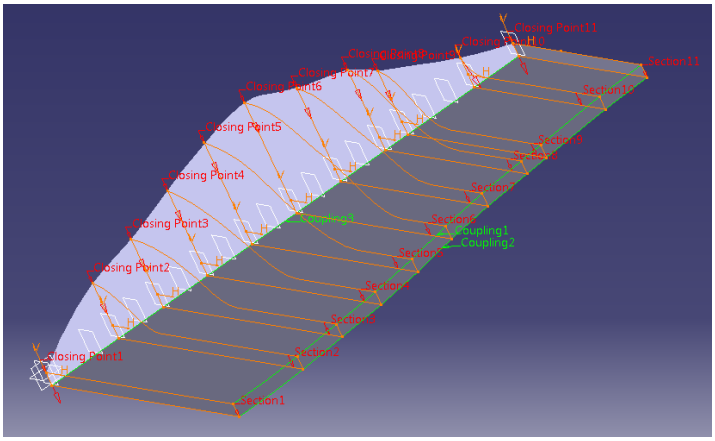
Pierwszym krokiem w wykonaniu projektów poszczególnych wkładek dopasowanych indywidualnie było utworzenie kilkunastu równoległych płaszczyzn w sekcji Plane Definition za pomocą funkcji Offset from Plane, w której definiuje się również odległości między kolejnymi płaszczyznami. Na każdej z płaszczyzn został wykonany przekrój, rozmiarami odpowiadający części stopy, w której docelowo się znajdował. Rysunki przekrojów wykonano w module Sketcher za pomącą opcji Spline oraz Line. Funkcja Spline umożliwia wykonanie krzywej za pomocą kilku punktów. Aby wkładka pełniła funkcję nie tylko podpierającą, ale też korygującą konieczne było uniesienie sklepienia. Pożądaną wysokością sklepienia jest 25 [mm], jednak nie można unieść wysklepienia o więcej niż 10 [mm]. Nadmierne uniesienie podbicia stopy prawdopodobnie by skutkowało dolegliwościami bólowymi a w konsekwencji zaniechaniem terapii przez pacjenta.

W celu zlikwidowania ostrych krawędzi (karbów) pomiędzy wypukłą częścią wkładki a częścią płaską zastosowana została opcja Tangency z sekcji Constraint Definition. Przed wybraniem tej opcji konieczne jest narzucenie więzów wymiarowych, aby przy tworzeniu stycznych, program automatycznie nie przesunął niektórych charakterystycznych elementów geometrycznych względem układu współrzędnych.



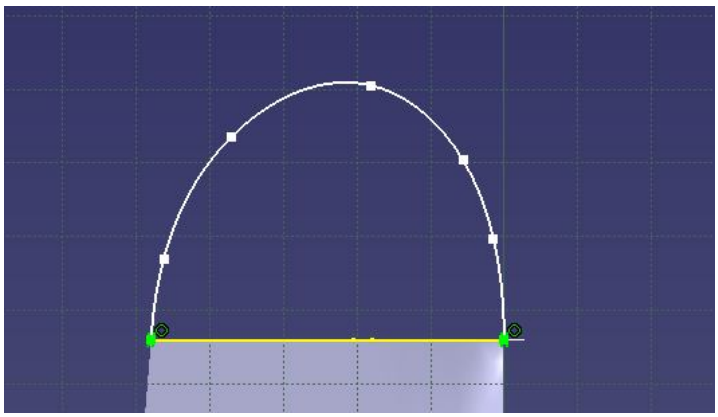
Rys. 2. Przekrój po zastosowaniu funkcji Tangency

Na każdej płaszczyźnie utworzono przekrój o odpowiednich wymiarach. Końcowy przekrój po obu stronach jest prostokątem o grubości równej grubości płaskiej części wkładki (przyjęto grubość równą 3 [mm]). Dzięki funkcji Multi-section Solid z przekroi można utworzyć bryłę.



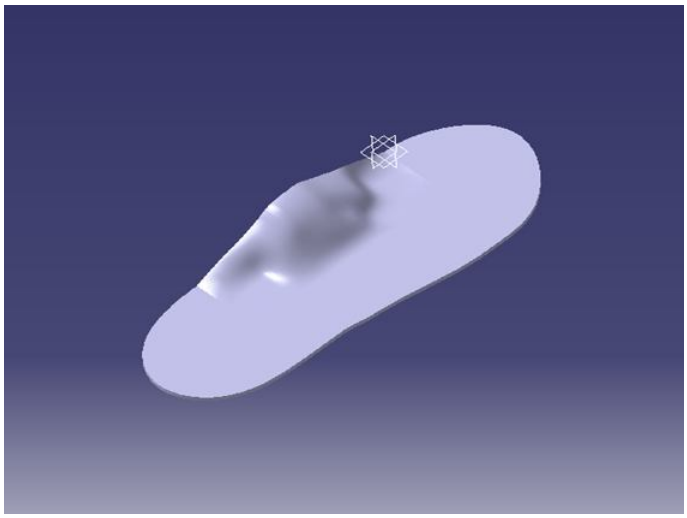
Rys. 3. Bryła odpowiadająca środkowej części wkładki

Po wykonaniu części korygującej śródstopie należy wykonać części pod piętę i palce. Te części nie korygują stopy, mają za zadanie jedynie jej podpieranie.



Rys. 4. Kontur części piętowej

Następnym krokiem jest uformowanie odpowiedniego kształtu całej wkładki. Istnieje możliwość narzucenia więzów wymiarowych, aby całkowita długość wkładki zgadzała się z faktycznym rozmiarem stopy osoby, dla której jest projektowana. Na koniec nadajemy szkicowi stopy trzeci wymiar, definiując grubość wkładki [2,4].



Rys. 5. Gotowy projekt wkładki

4. WNIOSKI

Z pewnością podstawową zaletą projektowania wkładek w systemie CAD jest duża dokładność powstałego projektu, a także możliwość zmodyfikowania go w przypadku gdyby wykonana wkładka nie była wystarczająco komfortowa dla pacjenta (np. zbyt wysokie wysklepienie). Ponadto można wykonać niektóre modyfikacje bez konieczności wykonywania kilku prototypów. Można np. wykonać kilka wariantów i wykonać wkładkę według projektu najlepiej zaopiniowanego np. przez lekarza. Główną wadą wykonywania wkładki w programie CATIA (czy innym tego typu) jest duża czasochłonność wykonania projektu, a co za tym idzie wysoka cena, zwłaszcza że projekt może wykonać jedynie osoba wystarczająca zaznajomiona z projektowaniem wspomaganym komputerowo. Ponadto licencja na tego typu programy jest bardzo droga.

Niewątpliwie dużą zaletą projektowania wspomaganego komputerowo jest możliwość wykonania różnych wariantów tej samej wkładki: pełna, wkładka ¾, wkładka podpierająca łuk poprzeczny.

W przyszłości należy opracować metodę automatycznego zbierania i konwertowania wyników pomiaru na przyrządzie Matthiasa i przesyłanie ich bezpośrednio do programu. Warto spróbować skrócić proces projektowania poprzez, np. stworzenie bibliotek elementów wkładek, które nie ulegają zmianie (palcowa i piętowa) zgodnie z rozmiarami stóp.

5. LITERATURA

[1] Będziński R., Biomechanika inżynierska. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997,
[2] Duda J., Wspomagane komputerowo generowanie procesu obróbki w technologii mechaniczne,; Monografia 286; Wydawnictwo PK, Kraków 2003,
[3] Kromka-Szydek M., Łagan S., Podstawy rehabilitacji i zaopatrzenia ortotycznego, Dział Poligrafii Politechniki Krakowskiej, Kraków 2011,
[4] Mrzygłód M., Kuczek T., Projektowanie konstrukcji 3D w programie CATIA V5, Dział Poligrafii Politechniki Krakowskiej, Kraków 2010.

COMPUTER AIDED DESIGN OF INNER SOLES

Maria ŁOPATKA, SKN Biomechatroniki „Biokreatywni", Gliwice
Agata GUZIK-KOPYTO, **Robert MICHNIK**, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska
Wiesław RYCERSKI, Górnośląskie Centrum Rehabilitacji „Repty", Tarnowskie Góry

BADANIA ANTROPOMETRYCZNE KOŃCZYNY GÓRNEJ ORAZ POMIAR SIŁY ŚCISKU DŁONI I KCIUKA

1. WSTĘP

Kończyna górna pełni bardzo ważną rolę w życiu codziennym człowieka. Dzięki niej ludzie zdolni są do wykonywania czynności chwytnych oraz poznawczych. Kończyna górna umożliwia trzymanie, dotykanie, obracanie i unoszenie przedmiotów. Ze względu na ilość oraz różnorodność spełnianych zadań, kończyna górna jest szczególnie narażona na wystąpienie urazu. Z tego powodu jest to obiekt badań zarówno lekarzy i fizjoterapeutów, jak i biomechaników [2,3,4]

Jednymi z głównych badań, przeprowadzanych na kończynie górnej, są badania antropometryczne. Polegają one na pomiarach porównawczych określonych części kończyny górnej. Pomiarom podlegają zarówno ramię oraz przedramię, jak i wszystkie kości dłoni wraz z paliczkami. Celem takich badań jest dostarczenie obiektywnych i dokładnych danych, które mogą zostać wykorzystane do tworzenia protez, ortez lub nowego sprzętu rehabilitacyjnego, lepiej przystosowanego do danej grupy użytkowników.

2. METODYKA BADAŃ

Badania antropometryczne, wykorzystane w niniejszej pracy, zostały przeprowadzone w Górnośląskim Centrum Rehabilitacji „Repty" w Tarnowskich Górach oraz na Wydziale Inżynierii Biomedycznej Politechniki Śląskiej. W badaniu wzięli udział pacjenci I Oddziału Rehabilitacji Schorzeń Narządu Ruchu oraz II Oddziału Rehabilitacji Schorzeń Neurologicznych w Reptach oraz studenci Wydziału Inżynierii Biomedycznej, zarówno kobiety jak i mężczyźni.

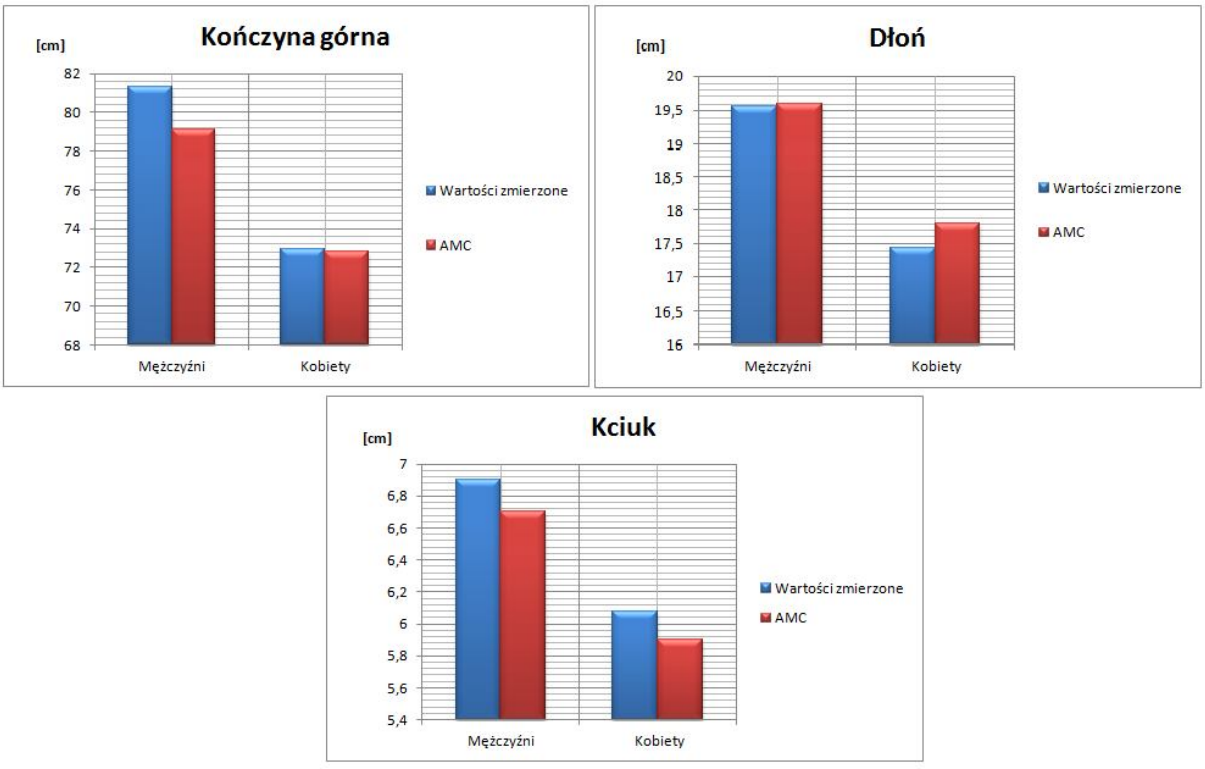
Do badań wykorzystane zostały specjalne przyrządy pomiarowe służące do badań antropometrycznych, do pomiarów siły ścisku- wykorzystano dynamometr dłoniowy firmy Vernier, współpracujący z systemami Noraxon.

Badanymi wielkościami były: długość kończyny górnej do końca palców, długości dłoni, długości kciuka, ruchomość palców dłoni w stawach, siła ścisku dłoni oraz siła ścisku kciuka. W ramach badań antropometrycznych zostały pomierzone również niespotykane wcześniej w literaturze długości poszczególnych paliczków ręki.

Rys. 1 Mierzone wielkości antropometryczne

3. WYNIKI BADAŃ

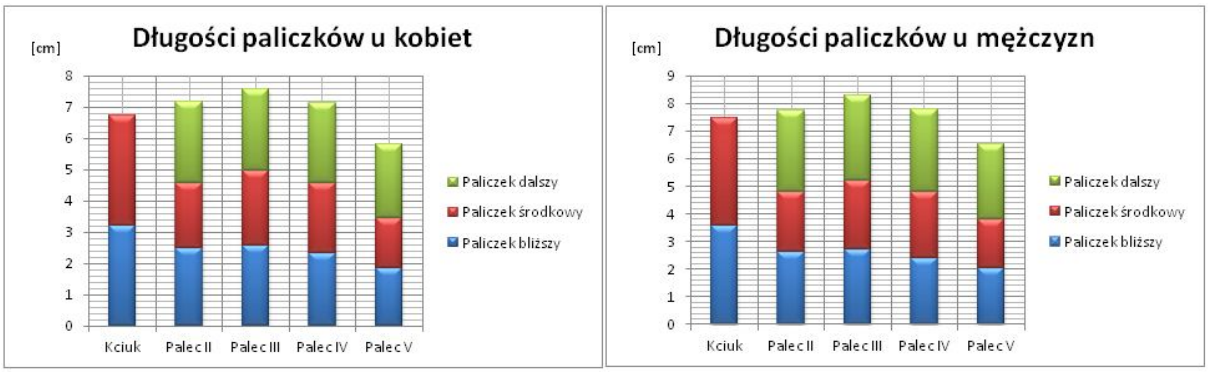
Na podstawie przeprowadzonych badań możliwe było określenie długości całej kończyny górnej i długości dłoni oraz siły ścisku dłoni i kciuka, oraz porównanie otrzymanych wielkości z danymi dla 50-centylowych kobiet i mężczyzn z atlasu miar człowieka [1] w odpowiedniej grupie wiekowej (Rys. 2). Wyniki otrzymane z badań w Reptach były zbliżone do tych, umieszczonych w literaturze. Porównywanymi wielkościami były długości kończyny górnej i dłoni u kobiet i mężczyzn z przedziału wiekowego 20-60 lat. Podczas porównania danych otrzymanych z badań z danymi z literatury różnice były niewielkie. Świadczy to o poprawnie przeprowadzonych badaniach oraz o rzetelności otrzymanych danych.



Rys. 2 Wyniki porównania otrzymanych danych z danymi z Atlasu miar człowieka (AMC – dane z literatury)

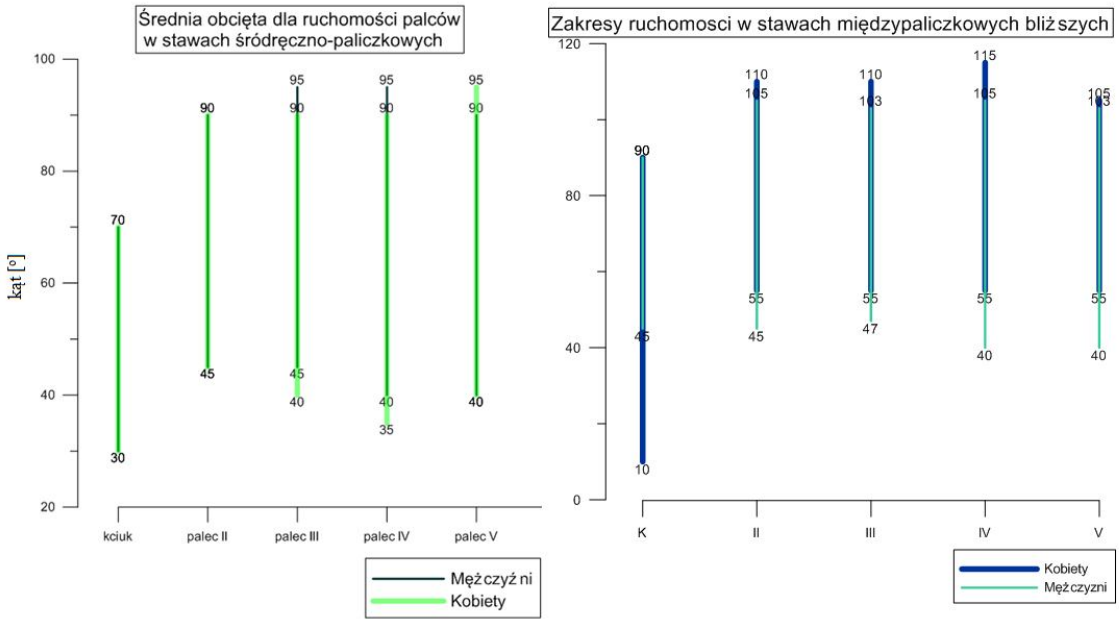
Zaobserwować można natomiast znaczną różnicę pomiędzy otrzymanymi wynikami długości kończyny górnej, dłoni oraz kciuka u kobiet i u mężczyzn. Różnice te wynoszą około 10cm w przypadku kończyny górnej, 2cm dla dłoni i około 1cm dla kciuka. Wielkości te uwarunkowane są różnicami w budowie anatomicznej kobiet i mężczyzn.

Podczas analizy długości paliczków zestawione zostały średnie wartości długości dla kobiet i mężczyzn (Rys. 3). W obu przypadkach można zauważyć, iż najdłuższymi paliczkami dłoni są paliczki dalsze, natomiast najkrótszymi środkowe. Podobnie jak w przypadku długości dłoni i kciuka, średnie wartości długości paliczków u mężczyzn są większe niż u kobiet. Ma to związek ze zróżnicowaniem anatomicznym płci.



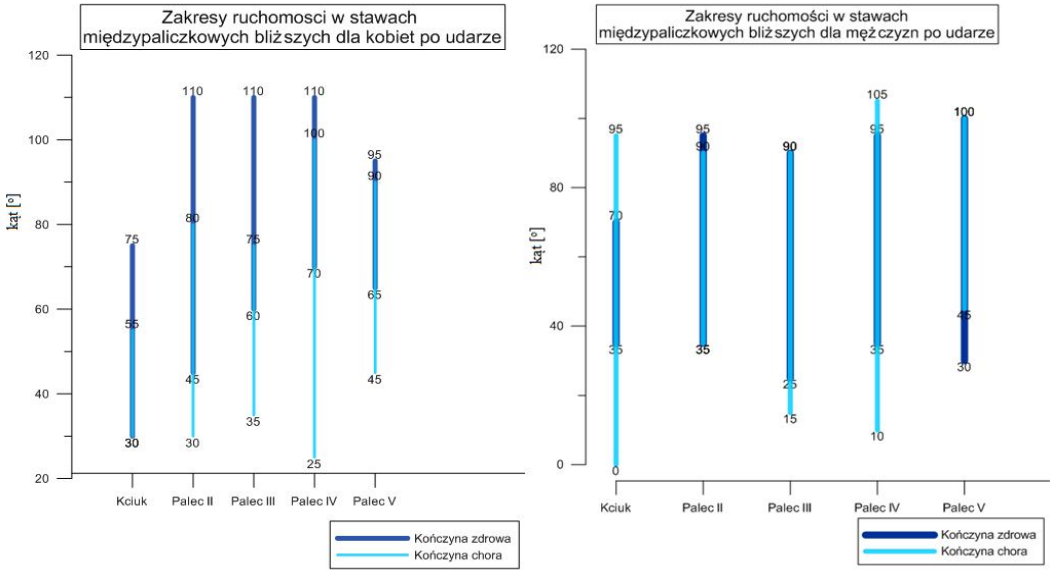
Rys. 3 Średnie wartości długości paliczków u kobiet i mężczyzn

Analiza zakresów ruchowych stawów dłoni ukazała dość szerokie zakresy dla każdej badanej grupy (Rys. 4). W niektórych przypadkach została użyta średnia obcięta, w celu wyeliminowania skrajnych wyników. Zarówno dla stawów śródręczno-paliczkowych, jak i międzypaliczkowych bliższych można było zauważyć podobne zakresy ruchomości u kobiet i mężczyzn. Ruchomość w stawach międzypaliczkowych dalszych zawierała się w przedziale od wartości 9^{o} do 95^{o}. Tak szerokie zakresy mogły być spowodowane brakiem pełnego zaangażowania osób badanych w prawidłowe wykonanie określonej czynności zgięcia palca w zasadnym stawie. Miało to duży wpływ na dalsze elementy analizy, takie jak porównywanie zakresów u osób chorych i zdrowych. Problemy z nieprzykładaniem się do ćwiczenia były niezależne od osoby przeprowadzającej badania.



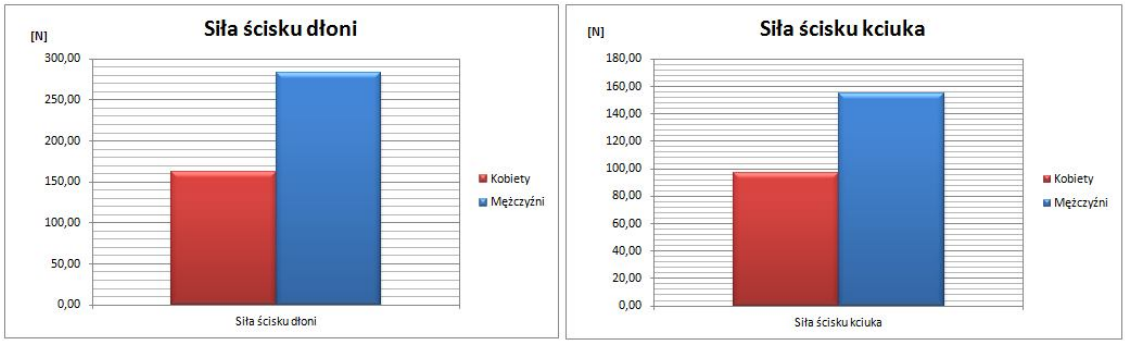
Rys. 4 Zakresy ruchomości w stawach śródręczno-paliczkowych oraz międzypaliczkowych bliższych, kobiet i mężczyzn

W przypadku osób po udarze mózgu analizie zostały poddane obie kończyny badanych osób. Porównane zostały kończyna chora (sparaliżowana w wyniku udaru) ze zdrową. Przedstawione zostały wartości zakresów ruchomości w stawach międzypaliczkowych bliższych u kobiet i mężczyzn (Rys. 5). Na wykresach można zauważyć różnicę pomiędzy obiema kończynami. Kończyna chora u kobiet ma dużo niższe zakresy zginania niż w przypadku kończyny zdrowej. W przypadku mężczyzn różnica ta jest mniej zauważalna, jednak kończyna chora wykazuje mniejszą ruchomość w omawianym stawie. Dodatkowo w trakcie badania pojawił się przypadek kobiety, u której po udarze nastąpił całkowity zanik czynności ruchowej w kończynie górnej, po stronie sparaliżowanej części ciała. W związku z brakiem możliwości dokonania pomiarów wyniki te nie zostały wzięte pod uwagę, jednak przyczyniłyby się do obniżenia wartości średniej ruchomości w stawach.



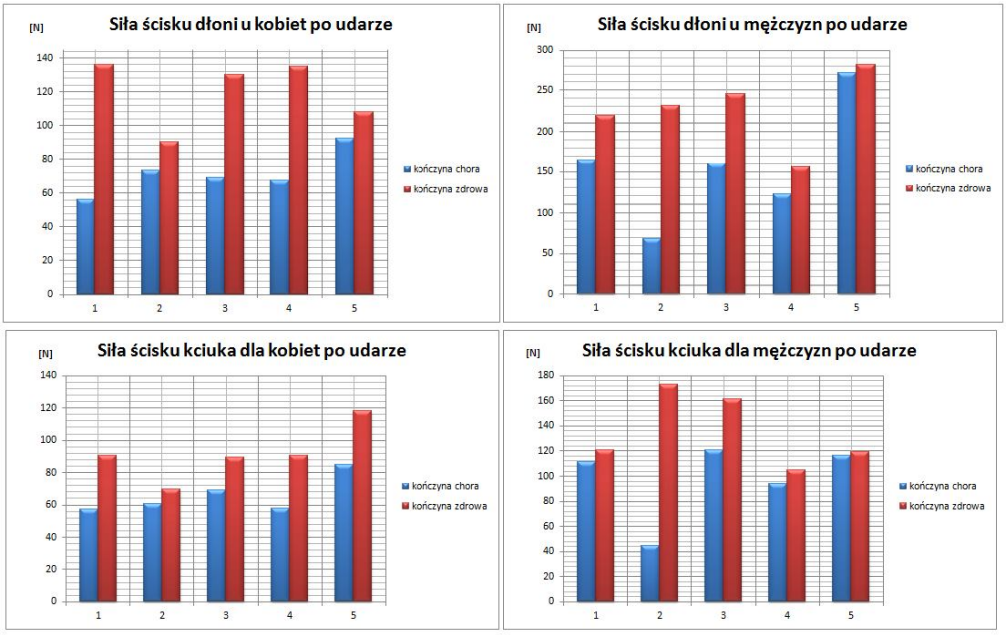
Rys. 5 Zakresy ruchomości w stawach międzypaliczkowych bliższych dla kobiet i mężczyzn po udarze

Ostatnimi badanymi parametrami były siła ścisku dłoni oraz kciuka (Rys. 6). Badaniea te przeprowadzone zostały na grupie zdrowych osób oraz osób po udarze mózgu. Z analizy mierzonych wielkości można było zauważyć, że nie zachodzi związek pomiędzy mierzonymi wielkościami a budową anatomiczną osoby badanej. Przy analizie wartości średnich siły ścisku badanych osób można było stwierdzić, iż na wartości siły mają wpływ płeć oraz wiek osoby badanej. Na otrzymane wyniki może mieć również wpływ sprawność fizyczna oraz środowisko, w jakim badane osoby żyją. Informacje te nie były jednak uwzględniane podczas badania.



Rys. 6 Wykres siły ścisku dłoni i kciuka dla kobiet i mężczyzn zdrowych

Podczas analizy badań siły ścisku dłoni i kciuka u osób po udarze mózgu (Rys. 7) zauważyć można było dużą różnicę pomiędzy chorą (upośledzoną w wyniku udaru) kończyną a zdrową. Wartości siły, podobnie jak w przypadku grupy kontrolnej osób zdrowych, zależały od płci oraz wieku osoby badanej. Na jej wartość mogła mieć również wpływ sprawność fizyczna przed chorobą oraz długość i efektywność rehabilitacji.



Rys. 7 Wykresy siły ścisku dłoni i kciuka dla kobiet i mężczyzn po udarze

4. PODSUMOWANIE

Przeprowadzone badania pozwoliły na porównanie danych wielkości w odpowiednich grupach wiekowych oraz pomiędzy kobietami a mężczyznami. Bardzo zbliżone wartości pomiędzy wynikami badań w Reptach a danymi umieszczonymi w Atlasie miar człowieka mogą świadczyć o poprawności przeprowadzanych badań. Dalsze prace, które mogłyby być prowadzone w tym kierunku, mogą polegać na kontynuacji przeprowadzania pomiarów wielkości antropometrycznych, analizowaniu ich pod kątem wykonywanego przez osoby badane zawodu bądź pod kątem schorzenia, na jakie cierpią pacjenci. Dalsza analiza pozwoliłaby na poszerzenie wiedzy odnośnie możliwości kinematycznych i dynamicznych kończyny górnej człowieka oraz mogłaby otworzyć nowe drogi w dziedzinie rehabilitacji i ortopedii.

Praca zrealizowana w ramach projektu badawczego nr N N504 680140, finansowanego przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego.

LITERATURA

[1] Gerdliczka A.: Atlas miar człowieka. Warszawa: CIOP, 2001.
[2] Guzik A., Michnik R., Rycerski W.: The estimation of rehabilitation Progress in patients with psychomotor diseases of upper limb based on modeling and experimental research. „Acta of Bioengineering and Biomechanics", 2006, Volume 8. Number 2, s. 79s – 87s.
[3] Van Andel C.J., Wolterbeek N., Doorenbosch C.A.M., Veeger D., Harlaar J.: Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks, „Gait and Posture", 2008, 27, s. 120.
[4] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M.: Biomechanika narządu ruchu człowieka. Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji -PIB, Radom 2011.

RESEARCH ON THE ANTHRPOMETRY OF THE HUMAN UPPER LIMB AND MEASUREMENT OF GRIP AND PINCH STRENGHT OF A HAND

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

WPŁYW WYBRANYCH CZYNNIKÓW NA PARAMETRY STOPY W OPARCIU O BADANIE PODOSKOPOWE

Streszczenie. Celem pracy było określenie czy i w jaki stopniu czynniki takie jak: BMI, rodzaj noszonego obuwia, przebyte urazy i choroby układu kostno stawowego oraz uprawiany sport mają wpływ na stan stóp. Badania przeprowadzono na podoskopie komputerowym, a otrzymane wartości wskaźników opisujących stopę skorelowano z wynikami przeprowadzonej ankiety.

1. WSTĘP

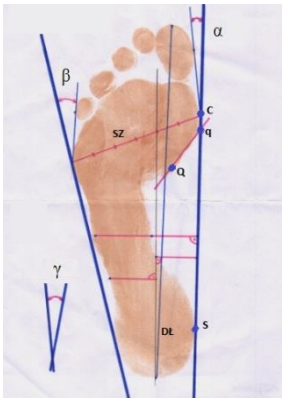
Stopy stanowią fundament dla całego ciała i są odpowiedzialne za jego podtrzymywanie zarówno w czasie chodu jak i spoczynku, a także odpowiadają za kontakt z podłożem oraz prostą, stabilną postawę dla całej struktury kostnej.

Prawidłowa ocena ukształtowania stóp ma duże znaczenie diagnostyczne, gdyż zaburzenia w jej budowie mogą mieć negatywny wpływ na kondycję i wydolność wyżej położonych partii ciała człowieka, poczynając od nieprawidłowego rozwoju i kształtowania postawy ciała, a kończąc na dolegliwościach bólowych kręgosłupa w różnych jego odcinkach. W przypadku, gdy do tych niesprzyjających warunków biomechanicznych dołączą nadwaga, nieprawidłowe obuwie, niezdrowy tryb życia, czy też np. choroby powodujące zaburzenia krążenia krwi, łatwo może dojść do pogłębienia zmian patologicznych w obrębie stopy [1].

Badanie stóp jest najczęściej przeprowadzane przez lekarzy, jednakże w wielu przypadkach może być wykonane przez inżynierów-biomechaników i rehabilitantów oraz fizjoterapeutów.

Orzekanie o stanie stopy powinno się opierać na sprawdzonych, pod względem rzetelności i trafności, metodach oceny i ściśle określonych kryteriach klasyfikacji [2]. Istnieje wiele metod badania stóp i chociaż wydaje się, że jest to zjawisko korzystne to jednak może się okazać, że wyniki badań uzyskiwane różnymi metodami są nieporównywalne [3].

Wykorzystywana w pracy metoda podoskopu komputerowego jest szybkim sposobem na zdiagnozowanie wad stóp, nawet pobieżnie na podstawie samego zdjęcia, na którym można zauważyć różnice między stopami: ich symetryczność lub niesymetryczność, wydrążenie czy płaski obraz stopy. Badanie umożliwia ocenę kształtu stopy oraz określenie wskaźników opisujących jej geometrię, które dostarczają znaczną ilość informacji niezbędnych w prawidłowym diagnozowaniu i leczeniu. Stanowi to rzetelną ocenę stanu wysklepienia podłużnego, kąta koślawości palucha (kąt α), czy też kąta szpotawości V palca (kąt β).



Rys. 1. Sposób wyznaczania charakterystycznych kątów (α, β, γ i Clarke'a) i wskaźnika Wejsfloga

2. METODYKA BADAŃ

Badaną grupę stanowiło 67 studentów w przedziale wiekowym 21-22 lata, którzy zostali przebadani na podoskopie komputerowym (rys. 1). Podczas badania osoby stawały boso obiema stopami na szybie podoskopu. Następnie dokonywany był zapis obrazu i przeprowadzana analiza. Określono takie wartości jak: długość i szerokość stopy, kąty α, β, γ i Clarke'a oraz wskaźnik Wejsfloga.

Rys. 2. Podoskop komputerowy z programem EIPodo wykorzystany do badań

Określane i analizowane parametry zostały wybrane z uwagi na to, że ułatwiają diagnostykę głównych wad stóp, m.in. występowanie halluksów oraz umożliwiają ocenę wpływu np. noszonego obuwia czy też uprawianego sportu.

Równolegle, u wszystkich badanych, przeprowadzono krótką ankietę, która zawierała pytania dotyczące wartości wskaźnika masy ciała (BMI), najczęściej noszonego typu obuwia, przebytych chorób i urazów oraz zaleceń lekarskich, a także uprawianego sportu.

W drugim etapie badań, po okresie 6-12 miesięcy od czasu pierwszego, ponownie, w taki sam sposób, przebadano wybraną grupę 9 osób. Miało to na celu zaobserwowaniu zmian jakie mogły się pojawić po określonym czasie w uzyskanych wynikach i obrazie stóp, w wyniku np. kontuzji lub spadku / wzrostu masy ciała.

3. WYNIKI BADAŃ

Na podstawie przeprowadzonych badań oraz wyników ankiety określono wpływ czynników takich jak, np. masa ciała, noszone obuwie, przebyte urazy oraz uprawiane sporty na typ stopy. Wśród ankietowanych osób 78% nigdy wcześniej nie było poddawanych badaniu stóp.

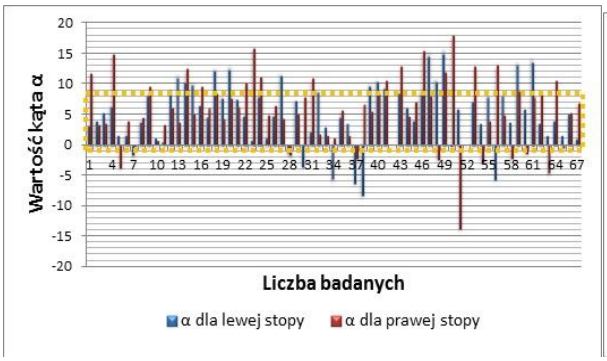
W przebadanej grupie osób, u większości, zaobserwowano znaczną asymetrię pomiędzy stopami. Różnice te widoczne były zarówno na podstawie samego zdjęcia jak i po wyznaczeniu wskaźników. Osoby posiadające stopy prawie identyczne podawały w ankiecie brak problemów z utrzymaniem prawidłowej masy ciała i w 75% noszone obuwie płaskie, a w 25% obuwie sportowe.

Wyniki uzyskane z badań podoskopowych zostały przedstawione w formie zbiorczych wykresów na rysunkach 2 – 6. Dla analizowanych parametrów opisujących stopę (kąta α, β, γ) zaznaczone zostały zakresy wartości definiowane jako prawidłowe.

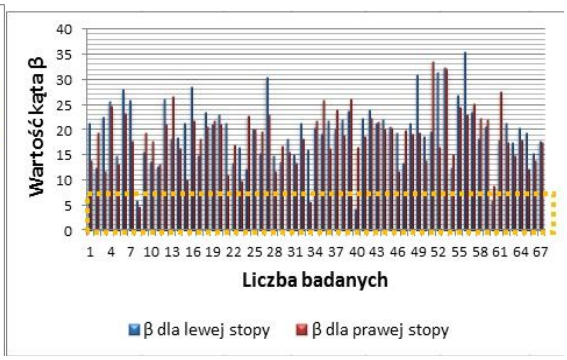
W przypadku wyników dla kąta α dla obu stóp norma zachowana jest u 34, 3% badanych, przekroczona u 6%, przy czym połowę stanowią przekroczenia w postaci wartości ujemnych (rys. 2). U pozostałej grupy badanych wyniki dla obu stóp różnią się. Wartości przewyższające normę wskazują na występowanie halluksa. W przebadanej grupie na zdjęciach z podoskopu komputerowego, odchylenie palucha do wewnątrz jest bardzo dobrze widoczne. Przyczyna występowania ujemnych wartości kąta α nie jest jednoznacznie określona w literaturze, jednakże mogą one być spowodowane przywiedzeniem przodostopia.

Uzyskane wyniki dla kąta szpotawości V palca czyli kąta β wskazują, że u 98,5% badanych norma została znacznie przekroczona (rys. 3). Pośród całej grupy badanych u jednej osoby norma jest zachowana dla obu stóp.

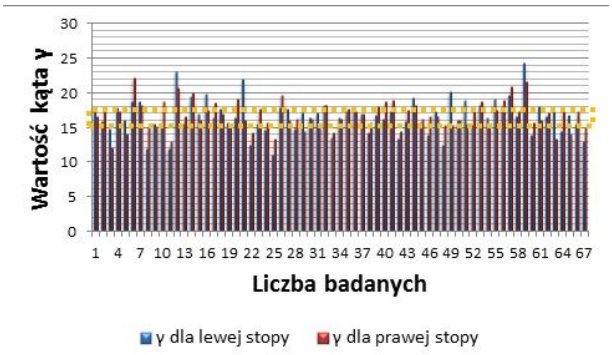
Norma dla kąta piętowego γ wynosi 15^0-18^0 i została zachowana w obu stopach u 50,7% badanych (rys. 4).



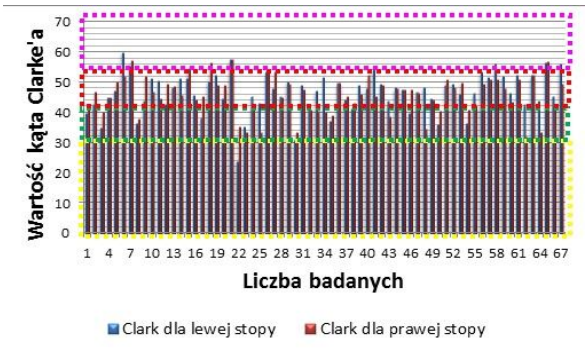
Rys. 3. Wartości kąta α



Rys. 4. Wartości kąta β

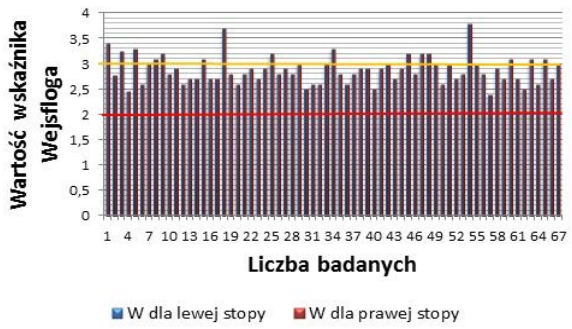


Rys. 5. Wartości kąta γ

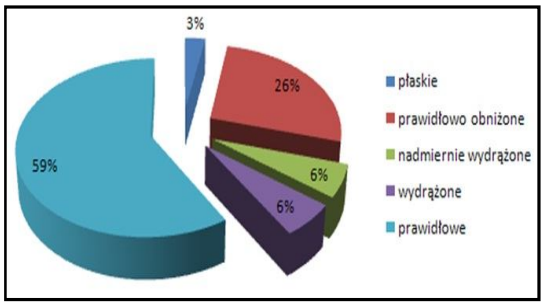


Rys. 6. Wartości kąta Clarke'a

Otrzymane wartości kąta Clarka zostały przyporządkowane do odpowiednich przedziałów charakteryzujących stan wysklepienia poprzecznego, takich jak: wartość poniżej 30° - stopa płaska, 31° - 41° - obniżona wysklepienie, 42° - 54° - stopa prawidłowa, wartość od 55° - podwyższone wysklepienie. Jak widać na rysunku 5 u przeważającej liczby badanych stopy są prawidłowe.



Rys. 7. Wartości wskaźnika Wejsfloga

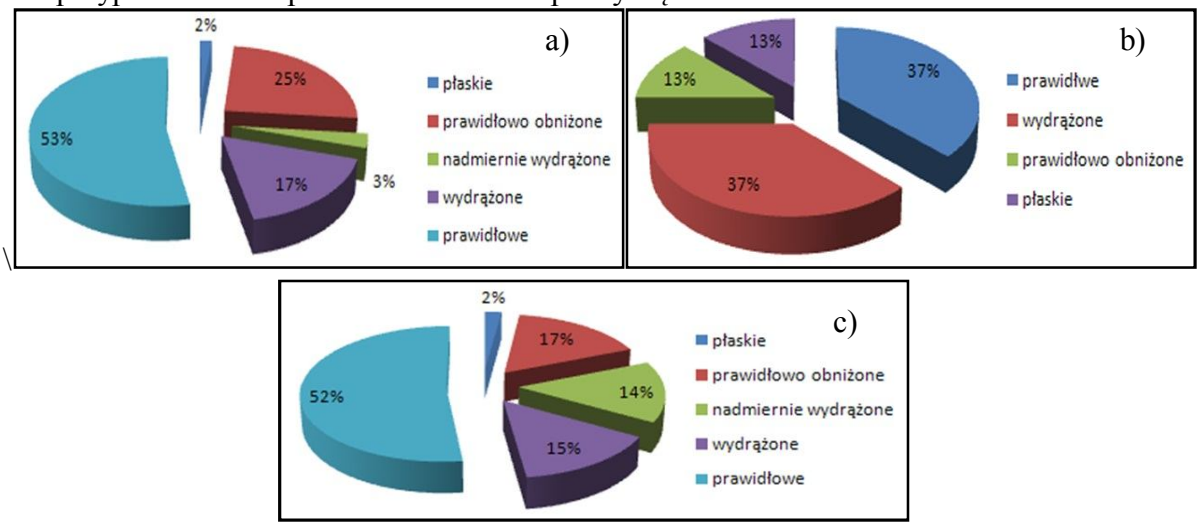


Rys. 8. Procentowy udział rodzaju ukształtowania stopy u z nadwagą

Wyznaczony został również wskaźnik Wejsfloga (stosunek długości do szerokości stopy), dla którego, według normy, przyporządkowuje się otrzymany wynik do jednej z dwóch grup: wartość bliska ok. 2 – oznacza płaskostopie poprzeczne, wartość bliska ok. 3 – prawidłowe wysklepienie poprzeczne (rys. 6). W badanej grupie osób przeważają wyniki dla prawidłowego wysklepienia poprzecznego.

Próba skorelowania wyników otrzymanych w badaniu podoskopowym z wynikami ankiety wykazała, że mimo iż 25% badanych zadeklarowało problemy z utrzymaniem prawidłowego wskaźnika masy ciała BMI to jednak znaczna większość (w sumie 85%) posiada stopy prawidłowe lub prawidłowo obniżone (rys. 7).

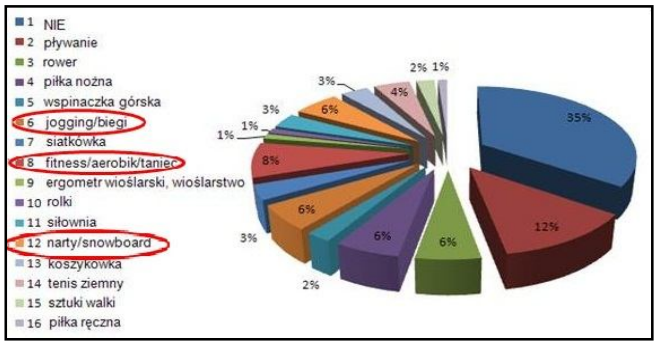
Wpływ rodzaju noszonego obuwia na stan stóp w badanej grupie został zobrazowany na rysunku 8. Widać, że w większości przypadków występuje stopa prawidłowa, a w przypadku butów płaskich również stopa wydrążona.



Rys. 9. Typ noszonego obuwia: a) szpilki, b) płaskie, c) sportowe.

Wśród przebytych urazów i chorób układu kostno-stawowego osoby badane wskazywały najczęściej na płaskostopie poprzeczne-podłużne 23,9% lub szpotawość/koślawość (4,5%). Stosowane zalecenia lekarskie po przebytych schorzeniach to najczęściej gimnastyka korekcyjna (30,5%), rehabilitacja (14,6%) oraz wkładki ortopedyczne (11%), których obecnie nikt już nie nosi.

Ostatnim czynnikiem, którego był określany wpływ na stan stóp był rodzaj uprawianego sportu. Z otrzymanych odpowiedzi wzięto pod uwagę trzy grupy dyscyplin mające znaczący wpływ na kończynę dolną: jogging/biegi, fitness/aerobik/taniec, narty/snowboard. Wśród tej grupy nie zaobserwowano znacznych odchyleń od norm – przeważają stopy prawidłowe.



Rys. 10. Rodzaj uprawianego sportu

Ostatni etap badań został przeprowadzony dla wybranej grupy 9 osób. W tej grupie znalazły się osoby, u których w okresie 6-12 miesięcy od pierwszego pomiaru zaobserwowano zmiany wskaźnika BMI lub kontuzję. Wyniki przedstawione zostały tabeli 1.

Tabela 1. Zbiorcze zestawienie wyników z obu badań dla grupy 9 osób.

Nr os.	Kąt Alfa [°]				Kąt Beta [°]				Kąt Gamma [°]			
	Badanie I		Badanie II		Badanie I		Badanie II		Badanie I		Badanie II	
	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P
1	-0,8	-3,3	1,5	-3,8	16,3	12,8	14,8	13,3	14,6	12,3	16,1	14,1
2	-1,5	-0,8	-6,4	-2,2	19,2	23,1	20,1	24	15,9	16	17	16,9
3	-2,2	2,5	-3,6	7,8	16,4	15,5	18,2	15,7	14	16	16,4	16,2
4	5	5,8	2	10,8	13,1	11	15,1	13,4	14,4	14,2	17,1	15,2
5	5	8,5	-0,1	17,9	9,1	24,6	18,7	13,9	16,5	16,9	16	16,1
6	5,8	1,4	7,9	4,7	16,4	14,8	23,5	25,3	17,8	18,5	19,6	20,9
7	4,5	-2,2	0	0	20,4	19,4	24	22,5	18,3	14,4	13,3	14,4
8	11,9	16,3	0,6	15,8	17,6	14	16,5	9,9	18,3	22,2	15,5	17,7
9	11	-1,7	14,4	8	9,4	26,9	13,4	19,9	17,1	16,3	17,4	16,7

Nr os.	Kąt Clarke'a [°]				Wsk. Wejsfloga				Ocena stopy			
	Badanie I		Badanie II		Badanie I		Badanie II		Badanie I		Badanie II	
	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P
1	44,7	49,8	47,3	50,2	3,3	3,6	3,3	3,3	prawidłowa	prawidłowa	prawidłowa	prawidłowa
2	43	46,7	44,2	45,3	2,9	3	3	2,8	prawidłowa	prawidłowa	prawidłowa	prawidłowa
3	47,2	46,6	30,8	33,6	2,9	2,9	2,4	2,5	**płaska**	**p. obniżona**	**prawidłowa**	**prawidłowa**
4	48	54	49,1	47,7	2,7	2,7	2,7	2,6	prawidłowa	**prawidłowa**	prawidłowa	**wydrążona**
5	39,8	42,8	36,2	40,6	2,9	2,6	2,6	2,6	p. obniżona	**p. obniżona**	p. obniżona	**prawidłowa**
6	44,1	50,1	51,8	51	2,8	2,8	2,5	2,4	**wydrążona**	prawidłowa	**prawidłowa**	prawidłowa
7	52,3	47,9	49,4	49,1	2,8	3,2	3	3	**prawidłowa**	prawidłowa	**wydrążona**	prawidłowa
8	31,4	41,2	35,1	33,5	2,8	2,5	3	2,7	**p. obniżona**	p. obniżona	**płaska**	p. obniżona
9	39,9	44,5	46,8	46,5	2,8	2,9	2,7	3,2	**prawidłowa**	prawidłowa	**p. obniżona**	prawidłowa

5. WNIOSKI

Przeprowadzone badania wykazały, że czynniki takie jak: problemy z utrzymaniem prawidłowej masy ciała, wahania wagi, rodzaj noszonego obuwia, przebyte urazy, rehabilitacja, uprawiany sport mogą mieć wpływ na stan stóp.

Wśród badanych przeważają stopy prawidłowe. Mają je osoby zarówno z wahaniami wagi, po urazach i złamaniach kończyn dolnych oraz uprawiające sport okazjonalnie. Stopy płaskie, prawidłowo obniżone, wydrążone pojawiają się ze znacznie mniejszą częstotliwością.

U 66% po ponownym badaniu na podoskopie komputerowym doszło do zmiany wartości wskaźników dla jednej ze stóp. Ze stopy prawidłowej na wydrążoną oraz ze stopy prawidłowo obniżonej i stopy wydrążonej na stopę prawidłową - u osób tych zaobserwowano zmianę BMI. W jednym przypadku badana nosząca jako główne obuwie szpilki, nie mająca problemów z prawidłowym BMI, nie wykazująca aktywności sportowej po ponownym badaniu ze stopy prawidłowej uzyskała ocenę stopy jako prawidłowo obniżoną.

Wynika stąd, że wysoki wskaźnik masy ciała (BMI) oraz częste noszenie butów na wysokim obcasie może przyczynić się do zmian w obrazie stóp, które z prawidłowych poprzez prawidłowo obniżone zmierzają do stopy płaskiej.

W trakcie pracy nad artykułem a także konsultacji z lekarzem ortopedą oraz rehabilitantem przy wcześniejszych pracach, nasuwa się istotna kwestia dotycząca norm dla poszczególnych kątów i wskaźników opisujących stopę. Normy podawane w literaturze są zbyt ogólne, nie odnoszą się one w żadnym przypadku do konkretnego przedziału wiekowego. Choć wielkość stopy jest kwestią indywidualną, to obecnie można stwierdzić, że stopa ludzka uległa wydłużeniu. Z tego względu nie jest miarodajne porównywanie wyników, np. osoby młodej o rozmiarze stopy 48 i charakteryzującej się aktywnością sportową z osobą starszą czy dzieckiem, którzy mogą mieć rozmiar stopy dużo mniejszy. Nasuwa się w tym przypadku wniosek o konieczności sporządzenia nowych norm dla parametrów stopy oraz odniesienia ich, np. do wieku czy też uprawianego sportu.

LITERATURA

[1] Borkowski P., Piszczatowski S., *Wspomagane komputerowo projektowanie wkładek ortopedycznych,* Acta of Bioengineering and Biomechanics, Volume 5, Supplement 1, 2003, 54-60.
[2] Pauk J., Ihnatouski M., *Analiza rozkładów nacisków pod stopą podczas chodu człowieka,* Modelowanie inżynierskie, 38, Gliwice 2008, 161-165.
[3] Krupicz B., *Wady stóp, biomechanika, diagnostyka, leczenie*, Białystok 2008.
[4] http://www.zdrowemiasto.pl/

THE INFLUENCE OF SELECTED FACTORS ON FEET PARAMETERS BASED ON DIGITAL PODOSCOPE.

Małgorzata OTRĘBSKA[1], Marek GZIK[2], Wojciech WOLAŃSKI[2], Edyta KAWLEWSKA[2], Piotr JANOSKA[3], Marek MANDERA[4]
[1]Studenckie Koło Naukowe Biomechatroniki „*Biokreatywni*", Politechnika Śląska,
[2]Katerdra Biomechatroniki, Politechnika Śląska.
[3]Uniwersytet Śląski w Katowicach
[4]Górnośląskie Centrum Zdrowia Dziecka w Katowicach

ANALIZA STATYSTYCZNA POMIARÓW MORFOLOGICZNYCH CZASZEK U NIEMOWLĄT

1. WSTĘP

Celem pracy było przeprowadzenie analizy statystycznej pomiarów morfologicznych czaszek u niemowląt [1] , która umożliwiła wyznaczenie indeksów determinujących kształty główek dzieci. Indeksy te zostały wykorzystane do oceny kraniosynostozy, czyli przedwczesnego zrośnięcia szwów na czaszce dziecka.

2. METODYKA BADAŃ

Badania przeprowadzono na modelach geometrycznych główek dzieci o prawidłowym kształcie czaszki, które wygenerowano z użyciem oprogramowania *Mimics v14.1,* na podstawie zdjęć tomograficznych, wykonanych w ramach rutynowej diagnozy.

Zastosowano kraniometrię, wyznaczając 155 odległości pomiędzy 47 punktami anatomicznymi czaszki. Przeprowadzono analizę statystyczną opracowanej bazy danych, z użyciem testu ANOVA [3] [2] służącego do wyjaśniania, z jakim prawdopodobieństwem określony czynnik wpływa na różnice między średnimi danych badanych lub określającego istotność różnic pomiędzy tymi średnimi.

W badaniu wyodrębniono 13 grup ze względu na wiek pacjentów oraz postawiono hipotezę zerową o równości wartości średnich pomiędzy poszczególnymi grupami.

$$F_{df_b,df_w} = \frac{MSB}{MSW} \qquad (1)$$

MSB – wariacja nieobciążona zmienności pomiędzy grupami
MSW – wariacja nieobciążona zmienności wewnątrz grup
df_b – liczba stopni swobody związana z wariancją MSB
df_w – liczba stopni swobody związana z wariancją MSW

Obliczoną z wzoru (1) wartość porównuje się z wartością krytyczną w tabelach rozkładu F-Snedecora, dla zadanych stopni swobody i odpowiedniego poziomu istotności. Jeśli wartość krytyczna jest mniejsza od wartości wyliczonej, hipoteza jest odrzucana. Dla bazy danych zawierającej odległości poszczególnych punktów na czaszce, wyznaczono wartość rozkładu F-Snedecora równą 1,833 oraz przyjęto poziom istotności równy 0,05.

Na podstawie wyników przeprowadzonej analizy opracowano 16 odległości, dla których stwierdzono, że poszczególne średnie, uzyskane z kraniometrii różnią się między sobą w danych grupach wiekowych. Następnie bazując na wybranych wymiarach czaszki opracowano wskaźniki determinujące kształt główek dzieci.

3. WYNIKI BADAŃ

Poniżej przedstawiono wyznaczone indeksy określające wzrost główek dzieci przy scaphocephalii (łódkogłowiu) i trigonocephalii (trójkątnogłowiu).

Tabela 1. Indeksy determinujące kształt główki dziecka przy scaphocephalii

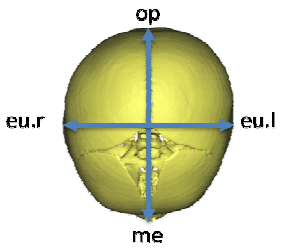
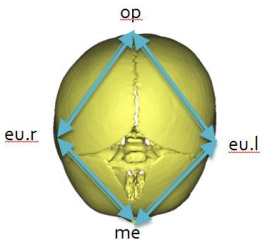
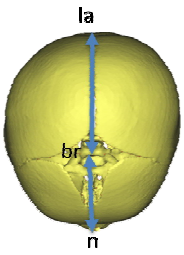
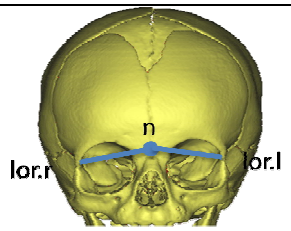
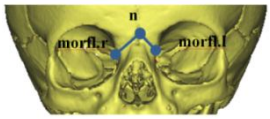
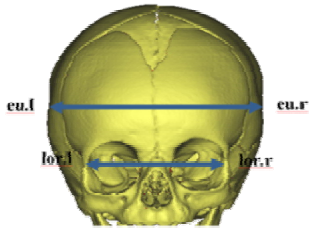
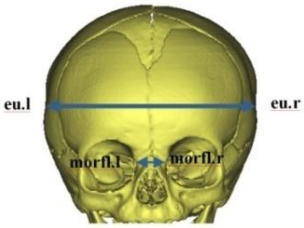
Indeks	Wzór	Rysunek
Indeks cefaliczny	$\frac{eu.r - eu.l}{me - op}$	
Indeks prawej/lewej przedniej i tylnej długości czaszki	$\frac{eu.r/l - me}{eu.r/l - op}$	
Indeks przedniej i tylnej długości sklepienia czaszki	$\frac{br - n}{br - la}$	

Tabela 2. Indeksy determinujące kształt główki dziecka przy trigonocephalii

Indeks	Wzór	Rysunek
Kąt kości czołowej	lor.r – n – lor.l	
Kąt międzyoczodołowy	morfl.l – n – morfl.r	
Indeks szerokości zewnętrznej oczodołów i szerokości czaszki	$\frac{\text{lor.r} - \text{lor.l}}{\text{eu.r} - \text{eu.l}}$	
Indeks szerokości wewnętrznej oczodołów i szerokości czaszki	$\frac{\text{morfl.r} - \text{morfl.l}}{\text{eu.r} - \text{eu.l}}$	

3.1. Zastosowanie indeksów do oceny deformacji czaszki

Znormalizowane wartości indeksów dla dzieci zdrowych porównano z bazą danych pacjentów z kraniosynostozą. Na pokazanych wykresach można zauważyć, jak wcześniej wyznaczone indeksy powinny się zmienić po przeprowadzeniu operacji korygującej.

Na podstawie porównania wartości indeksów do normy dzieci zdrowych stwierdzono, że zarówno w przypadku główki z łódkogłowiem (Tabela 3) jak i u pacjenta z trójkątnogłowiem (Tabela 4) po zastosowanej korekcji wartości wszystkie wymienione indeksy powinny wzrosnąć.

Tabela 3. Wartości średnie indeksów w grupach wiekowych niemowląt zdrowych oraz z łódkogłowiem

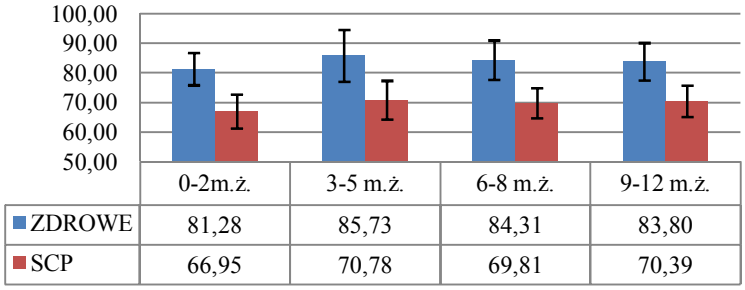
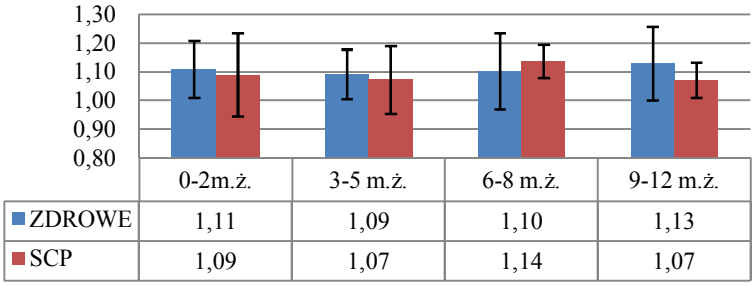
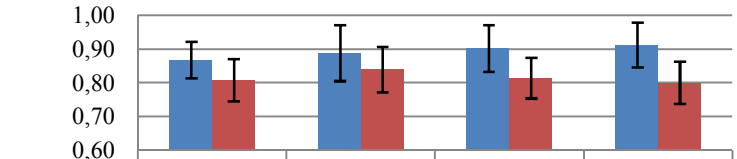
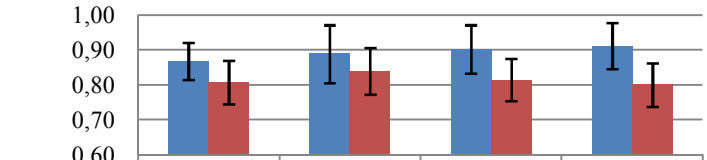
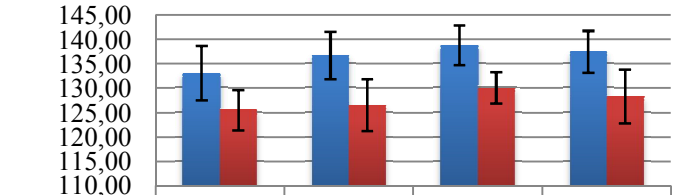
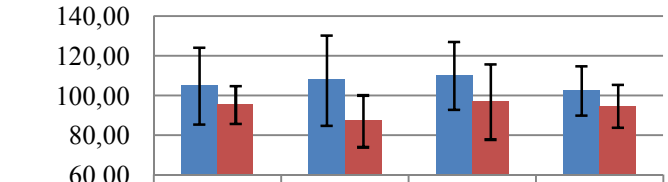
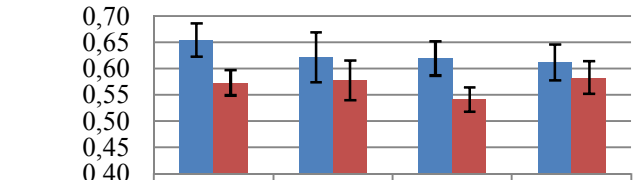
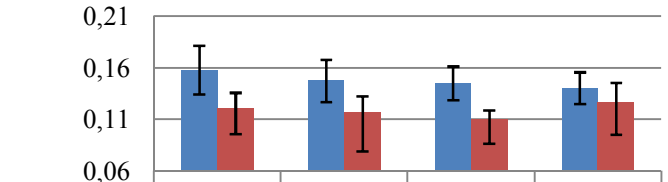
Indeks	Norma
Indeks cefaliczny	**Indeks cefaliczny**  100,00 90,00 80,00 70,00 60,00 50,00 0-2m.ż. | 3-5 m.ż. | 6-8 m.ż. | 9-12 m.ż. ZDROWE: 81,28 | 85,73 | 84,31 | 83,80 SCP: 66,95 | 70,78 | 69,81 | 70,39
Indeks przedniej i tylnej długości czaszki	**Indeks przedniej i tylnej długości czaszki**  1,30 1,20 1,10 1,00 0,90 0,80 0-2m.ż. | 3-5 m.ż. | 6-8 m.ż. | 9-12 m.ż. ZDROWE: 1,11 | 1,09 | 1,10 | 1,13 SCP: 1,09 | 1,07 | 1,14 | 1,07
Indeks przedniej i tylnej wysokości sklepienia czaszki	**Indeks przedniej i tylnej wysokości sklepienia czaszki**  1,00 0,90 0,80 0,70 0,60 0-2m.ż. | 3-5 m.ż. | 6-8 m.ż. | 9-12 m.ż. ZDROWE: 0,87 | 0,89 | 0,90 | 0,91 SCP: 0,81 | 0,84 | 0,81 | 0,80
Indeks przedniej i tylnej wysokości podstawy czaszki	**Indeks przedniej i tylnej wysokości podstawy czaszki**  1,00 0,90 0,80 0,70 0,60 0-2m.ż. | 3-5 m.ż. | 6-8 m.ż. | 9-12 m.ż. ZDROWE: 0,87 | 0,89 | 0,90 | 0,91 SCP: 0,81 | 0,84 | 0,81 | 0,80

Tabela 4. Wartości średnie indeksów w grupach wiekowych niemowląt zdrowych oraz z trigonocephalią

Indeks	Norma
Kąt kości czołowej	 0-2 m.ż. / 3-5 m.ż. / 6-8 m.ż. / 9-12 m.ż. ZDROWE: 133,07 / 136,74 / 138,84 / 137,48 TRI: 125,52 / 126,52 / 130,07 / 128,26
Kąt międzyoczodołowy	 0-2 m.ż. / 3-5 m.ż. / 6-8 m.ż. / 9-12 m.ż. ZDROWE: 105,13 / 107,90 / 110,21 / 102,62 TRI: 95,54 / 87,31 / 97,07 / 94,87
Indeks szerokości zewnętrznej oczodołów i szerokości czaszki	 0-2 m.ż. / 3-5 m.ż. / 6-8 m.ż. / 9-12 m.ż. ZDROWE: 0,65 / 0,62 / 0,62 / 0,61 TRI: 0,57 / 0,58 / 0,54 / 0,58
Indeksy szerokości wewnętrznej oczodołów i szerokości czaszki	 0-2 m.ż. / 3-5 m.ż. / 6-8 m.ż. / 9-12 m.ż. ZDROWE: 0,16 / 0,15 / 0,15 / 0,14

4. WNIOSKI

Zastosowane badania wskazują na możliwość określenia determinantów wzrostu główki o prawidłowym kształcie i wykorzystania ich do oceny deformacji w przypadku wad budowy główki. Pomiary morfologiczne główek można zastosować także do oceny efektów leczenia w czasie symulacji operacji korygującej.

Na podstawie przeprowadzonych badań można zaobserwować, że wszystkie przedstawione w pracy indeksy określające kształt główek dzieci po korekcji kraniosynostozy powinny wzrosnąć, aby osiągnąć wartości prawidłowe, zgodne z normą. Jednak nie wszystkie indeksy zwiększają się wraz z rozwojem pacjenta, na przykład indeks zewnętrznej szerokości oczodołów i szerokości czaszki. Często w ostatniej grupie wiekowej, widać zmniejszenie wartości indeksów, pomimo że we wcześniejszych miesiącach była tendencja wzrostowa. Taka zależność występuje na przykład dla kąta międzyoczodołowego przy trójkątnogłowiu.

5. LITERATURA

[1] Tejszerska D., Wolański W., Larysz D., Gzik M., Sacha E.: Morphological analysis of the skull shape in craniosynostosis, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2011, Vol. 13, No. 1, s. 35-40.

[2] Wolański W., Larysz D., Gzik M., Kawlewska E., Janoska P., Gruszczyńska K., Mandera M.: Zastosowanie kraniometrii w przedoperacyjnym planowaniu korekcji deformacji czaszki, Materiały Konferencyjne 51. Sympozjonu Modelowanie w Mechanice, Gliwice, 2012.

[3] Internetowy Podręcznik Statystyki (http://www.statsoft.pl/textbook/stathome.html)

STATISTICAL ANALYSIS OF MORPHOLOGICAL MEASUREMENTS IN INFANTS' SKULL.

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

ZMIANY WŁASNOŚCI MECHANICZNYCH KOŚCI ZWIERZĘCYCH W ZALEŻNOŚCI OD STOPNIA NAWILŻENIA PREPARATU

1. WSTĘP

Metody badań mechaniki eksperymentalnej coraz częściej stosowane są w odniesieniu do zagadnień biomechaniki i biomateriałów [2]. Jednak adaptacja poszczególnych metod do zagadnień biomechanicznych często wymaga nowych technik pomiarowych, oraz ponownej interpretacji powszechnie przyjętych pojęć i terminów.

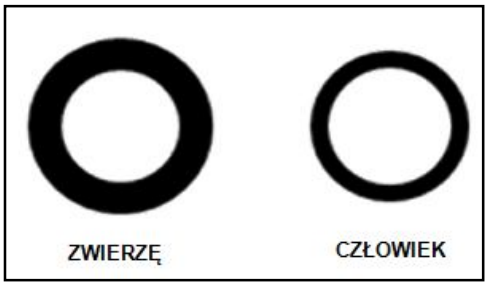
W przypadku kości metodyka badań musi uwzględniać ograniczone możliwości badań *in vivo*, sprowadzające się głównie do badań pośrednich, nieniszczących (np. metody densometryczne, akustyczne, termowizyjne) [2]. Natomiast badania *in vitro* wymagają odtworzenia oraz dostosowania warunków biofizycznych i biochemicznych, które mają istotny wpływ na własności badanego obiektu. Nowego podejścia wymaga zdefiniowanie pojęcia próbki oraz decyzja o jej kształcie, sposobie i miejscu pobrania ze względu na silną anizotropię tkanki kostnej.

Wytrzymałość mechaniczna kości jest uzależniona od wielu składowych. Jednym z głównych czynników determinujących jest funkcja jaką kości pełni w organizmie. Ma ona znaczący wpływ na masę kości, jej strukturę jak również objętościową dystrybucję poszczególnych frakcji. Na wytrzymałość tkanki kostnej wpływa również wiek osobnika, płeć oraz stan zdrowia (predyspozycje do występowania osteoporozy oraz patogenezy). W przypadku badań in vitro na jakość próbki duży wpływ ma miejsce jej pobrania, orientacja przestrzenna oraz przede wszystkim sposób przechowywania preparatu. Właściwości próbek pobranych zaraz przed badaniem mogą różnić się nawet o 20% w stosunku do preparatów suchych.

Ze względu na znaczne trudności z pozyskaniem kości ludzkich, badania w biomechanice często wykonywane są na materiale pochodzenia zwierzęcego. Ponieważ większość zwierząt porusza się na czterech nogach, ich kości kończyn są zazwyczaj większe oraz grubsze niż kości ludzkie w stosunku do całkowitej wielkości szkieletu. Materiał pochodzący od zwierząt wykazuje większą gęstość w stosunku do wielkości, jest mniej porowaty i posiada znaczną grubość w przekroju. W kościach długich człowieka tkanka kostna stanowi ¼ całkowitej średnicy kości, natomiast w przypadku zwierząt stosunek ten wynosi 1:2 (rys.1). Istota trabekularna w dużej mierze jest nieobecna wewnątrz kości długich zwierząt co czyni powierzchnię rdzenia gładką. W przypadku porównania kości płaskich (m.in. kości sklepienia) można stwierdzić, że u zwierząt są one znacznie cieńsze oraz bardziej kompaktowe niż u ludzi [4]. W mikrostrukturze główną różnicę stanowi dystrybucja osteonów w istocie korowej. U ludzi komórki są równomiernie rozproszone podczas gdy u większości zwierząt, mają tendencję do wyrównywania się w wierszach (tzw. *osteon banding*) [4]. Podstawowe różnice w budowie kości ludzkich i zwierzęcych ilustruje tabela 1.

Tab. 1 Porównanie różnic w makro- i mikrostrukturze kości ludzkich i zwierzęcych.

kość zwierzęca	***kość ludzka***
istota korowa mniej porowata	istota korowa bardziej porowata
tkanka kostna stanowi ½ średnicy przekroju	tkanka kostna stanowi ¼ średnicy przekroju
gładka powierzchnia rdzenia	powierzchnia rdzenia mocno rozbudowana
kości płaskie- cienkie i kompaktowe	grubsze kości płaskie
osteony w wierszach	osteony równomiernie rozproszone



Rys. 1 Grubość tkanki kostnej w stosunku do średnicy przekroju dla kości zwierzęcej oraz kości ludzkiej.

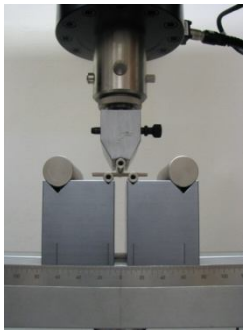
Ze względu na złożoną problematykę zagadnienia w pracy skupiono się na wyznaczeniu wpływu suszenia i moczenia próbek pobranych z kości zwierzęcych na zmianę własności mechanicznych. Charakterystyczne parametry wyznaczone zostały w oparciu o statystyczną próbę zginania oraz badanie twardości metodą Vickersa.

2. METODYKA BADAŃ

Pierwszym etapem było przygotowanie materiału biologicznego do badań. Wykorzystano 45 próbek zwierzęcych pobranych wzdłużnie po 15 od każdego gatunku: wołowe, cielęce, wieprzowe. Przed procesem obróbki zostały ustalone końcowe wymiary próbek: 60 [mm] x 10 [mm] x 4 [mm]. Podczas preparowania kości do badania zastosowano następujący schemat postępowania: oczyszczenie kości z pozostałości tkanek miękkich, obcinanie nasad kości, oczyszczanie kości ze szpiku, podział trzonu na części (z uwzględnieniem zaplanowanych wymiarów próbek), podział trzonu na krążki o jednakowej długości (z naddatkiem ok. 10 mm), z których podczas późniejszego etapu zostały wycięte próbki do badań. Planując obszary z których wycięto próbki starano się unikać tych, które posiadały naturalne osłabienia lub krzywizny powierzchni uniemożliwiające późniejsze przeprowadzenie badań. Wszystkie wycięte próbki zostały poddane procesowi szlifowania, celem uzyskania zbliżonych wymiarów dla każdej z nich. W kolejnym etapie próbki zostały oznakowane, ponumerowane oraz zważone i podzielone na grupy. Następnie poszczególne grupy próbek były odpowiednio przygotowywane do badań, tzn. poddane procesowi suszenia oraz moczenia w 0,9% roztworze soli fizjologicznej.
Wyróżniono 5 serii próbek: próbki przebadane zaraz po pobraniu (oznaczone w wynikach jako „świeże"), próbki poddane procesowi suszenia przez 10 dni (oznaczone w wynikach jako „suszone10"), próbki poddane procesowi suszenia przez 30 dni (suszone30), próbki, które po 10-dniowym okresie suszenie zostały moczone przez 24 godziny w 0,9% roztworze soli fizjologicznej (moczone10) oraz próbki, które po 30-dniowym okresie suszenia zostały moczone przez 24 godziny w 0,9% roztworze soli fizjologicznej (moczone30). Następnie dla poszczególnych grup wyznaczono własności mechaniczne w oparciu o statystyczną próbę zginania jak również wyznaczono twardość analizowanego materiału biologicznego metodą Vickersa.

Rys. 2. Przygotowane i opisane próbki do badań; od lewej: wołowe, cielęce, wieprzowe

Przygotowane grupy próbek poddane zostały statycznej próbie zginania, która przeprowadzona została na maszynie MTS Insight 50 z prędkością obciążania 2 mm/min. Próbki zamocowane były w maszynie w sposób pokazany na rysunku 3, a rozstaw podpór wynosił 24 mm. Badania przeprowadzone były w warunkach pokojowych tj. temperaturze 22^{o}C i wilgotności powietrza: 60%. W wyniku komputerowej rejestracji danych otrzymano wykres zależności siły gnącej P[N] od strzałki ugięcia f [mm].
Badanie twardości kości metodą Vickersa przeprowadzone zostało na maszynie WPM, przy obciążeniu 49 [N] i czasie obciążenia 20 sek. Pomiar wykonywany był w takich samych warunkach temperatury i wilgotności powietrza.



Rys. 3 Próbka wołowa zamocowana w maszynie wytrzymałościowej MTS Insight 50

Rys. 4 Próbka cielęca zamocowana w maszynie do badania twardości metodą Vickersa

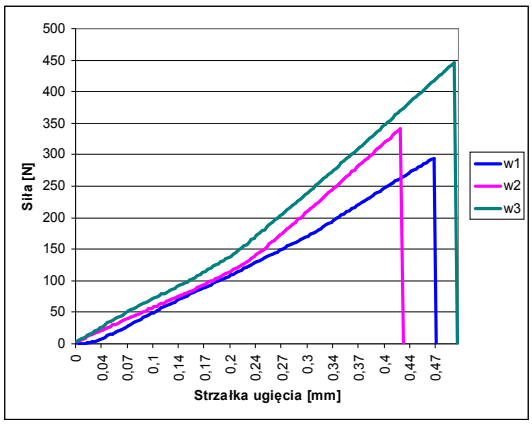
3. WYNIKI

Wyniki uzyskane z przeprowadzonych badań zostały pogrupowane, porównane i przedstawione w formie tabel i wykresów.
Wyznaczona została średnia waga dla świeżych próbek wołowych, cielęcych i wieprzowych a następie różnica (przyrost/spadek) wagi jaki wykazały próbki z tych kości po 10 i 30 dniach suszenia oraz po moczeniu w 0,9% roztworze soli fizjologicznej. Przedstawiona w tabeli 2 zmiana wagi dla kości suszonych i moczonych odnosi się do średniej wagi początkowej (tj. wagi próbek świeżych).

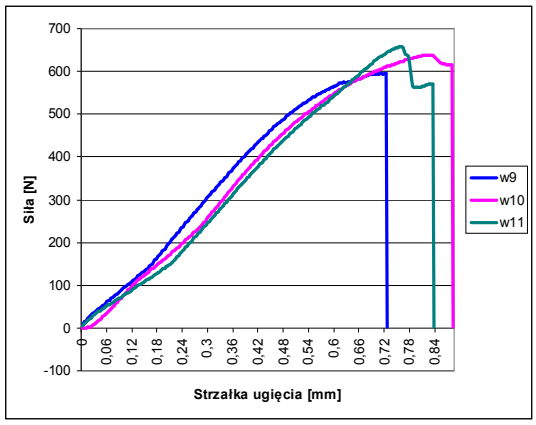
Tab. 2. Wartości wagi oraz jej zmiany dla poszczególnych grup próbek

rodzaj próbki	średnia waga dla próbek świeżych [g]	spadek średniej wagi dla próbek suchych10	spadek średniej wagi dla próbek suchych30	przyrost średniej wagi dla próbek moczonych10	przyrost średniej wagi dla próbek moczonych30
wołowe	3,83	-0,075	-0,093	+0,070	+0,050
cielęce	3,94	-0,123	-0,151	+0,180	+0,118
wieprzowe	3,37	-0,114	-0,126	+0,187	+0,106

Zależność siły od strzałki ugięcia uzyskaną w wyniku przeprowadzonej statycznej próby zginania przedstawiono w formie wykresu zbiorczego dla danej grupy próbek (rys.5, rys.6).



Rys. 5 Przykładowy wykres zbiorczy P(f) dla próbek wołowych suszonych 30 dni.



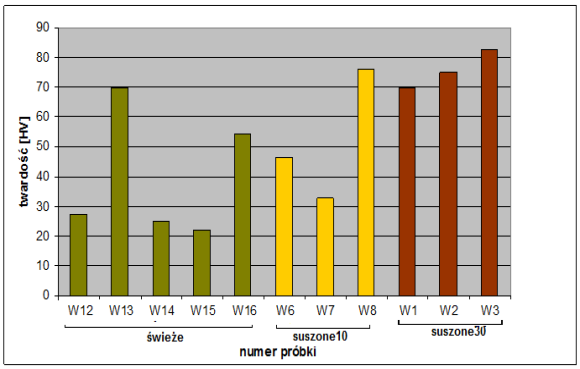
Rys. 6 Przykładowy wykres zbiorczy P(f) dla próbek wołowych moczonych po 10 dniach suszenia.

Dla poszczególnych grup próbek obliczono średnią wartość siły niszczącej P [N], średnią strzałkę ugięcia f [mm] przy sile niszczącej, średnią wartość energii przy zniszczeniu [J] oraz średnią wartość twardości uzyskanej po trzykrotnie wykonanym pomiarze w metodzie Vickersa. Wyniki przedstawiono w tabeli 3.

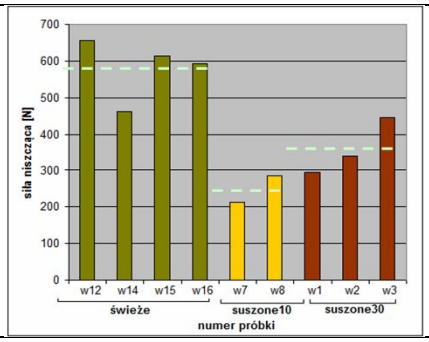
W oparciu o otrzymane wartości siły niszczącej P [N], strzałki ugięcia f [mm] przy zniszczeniu oraz energii [J] przy zniszczeniu, zostały opracowane wykresy słupkowe (przykładowe wykresy przedstawione na rysunkach 7 – 9) prezentujące rezultaty dla poszczególnych typów próbek. Za pomocą przerywanej linii na wykresach zaznaczono średnie wartości dla poszczególnych grup próbek.

Tab. 3 Tabela zbiorcza dla wykonanych pomiarów.

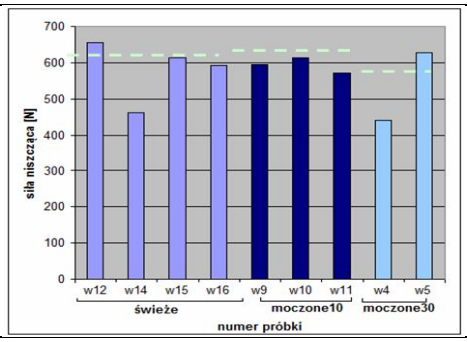
rodzaj próbki	średnia siła niszcząca [N]	średnia strzałka ugięcia [mm]	średnia energia [J]	średnia twardość
wołowe świeże	581	0,35	2,04	39,69
wołowe suszone10	248	0,52	1,21	51,69
wołowe suszone30	361	0,46	1,67	75,90
wołowe moczone10	593	0,82	4,84	34,04
wołowe moczone30	534	0,79	4,22	48,64
cielęce świeże	726	0,88	6,60	30,94
cielęce suszone10	526	0,45	2,27	38,64
cielęce suszone30	541	0,55	3,15	50,01
cielęce moczone10	454	1,26	5,44	21,48
cielęce moczone30	655	1,66	11,29	25,62
wieprzowe świeże	287	0,57	1,94	23,99
wieprzowe suszone10	476	0,44	2,21	38,54
wieprzowe suszone30	356	0,46	1,79	45,77
wieprzowe moczone10	427	0,96	3,90	30,17
wieprzowe moczone30	610	0,82	5,06	-



Rys. 7. Wartość twardości dla próbek wołowych: świeżych, po 10 dniach suszenia oraz po 30 dniach suszenia.



Rys. 8. Wartość siły niszczącej dla próbek wołowych świeżych oraz po 10 i 30 dniach suszenia.



Rys. 9. Wartość siły niszczącej dla próbek wołowych świeżych oraz moczonych po 10 i 30 dniach suszenia.

4. WNIOSKI

W oparciu o otrzymane rezultaty stwierdzono, że na wyniki przeprowadzonych prób wpływa przygotowanie próbki, rodzaj materiału (gatunek zwierzęcia i jego wiek) oraz warunki przechowywania.
Wykazano również, że zmiana wagi próbek po suszeniu oraz moczeniu do wagi początkowej jest nieznaczna. Dla próbek inkubowanych w roztworze soli fizjologicznej wzrasta średnia wartość strzałki ugięcia przy sile niszczącej P [N]. Wraz ze wzrostem czasu suszenia preparatu wzrasta jego twardość. Przy wzroście wartości twardości maleje strzałka ugięcia f [mm] przy sile niszczącej.
Ponadto próbki pobrane od młodych osobników (cielak, wieprz) wykazały wyższą oscylację masy zależną od warunków przechowywania, ulegają zniszczeniu przy wyższej sile jak również wykazują większe wartości średniej strzałki ugięcia f [mm] przy zniszczeniu.

5. LITERATURA

[1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997,
[2] Brant W., Helms C., Podstawy diagnostyki radiologicznej. Wydanie polskie., MediPage, Warszawa 2006, s. 3-14
[3] Gaynor Evans F., Relation of collagen fiber orientation to some mechanical properties of human cortical bone, J. Biomechanics, vol.2
[4] Ma Zehn Cuo, Zhou Shu Xia, Liu Bao Lin, The mechanical and biological properties of demineralised cortical bone allografts in animals., The journal of bone and joint surgery, Vol. 73-B, No 5, september 1991

[5] Pearce A.I., Richards R.G., Milz S., Schneider E., Pearce S.G, Animal models from implant biomaterial research in bone: a review., European Cells and Materials Vol. 13.2007, s. 1-10
[6] Viladot Voegelli A., Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor, Springer, s. 41-51

STUDY THE CHANGES IN MECHANICAL PROPERTIES OF ANIMAL BONES, DEPENDING ON THE DEGREE OF HYDRATION OF THE SAMPLE

Magdalena Skowrońska, Magdalena Kromka-Szydek, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska

WPŁYW PROCESU REHABILITACJI NA WARTOŚCI PARAMETRÓW RUCHLIWOŚCI RĘKI

Streszczenie. Celem prezentowanej pracy była ocena przydatności metody komputerowej umożliwiającej kontrolę procesu rehabilitacji ręki. W referacie opisano metodykę i techniki przeprowadzania badań ruchliwości kończyny górnej. W pracy przedstawiono wyniki z przeprowadzonych badań i wynikające z nich wnioski.

1. WSTĘP

Trudno jest przecenić funkcję ręki w życiu człowieka. Jest ona narządem zdolnym do wykonywania złożonych i precyzyjnych czynności. Obok mowy, ręka ludzka reprezentuje wartości intelektualne człowieka. Dla wielu niepełnosprawnych stanowi podstawowy środek łączności z otaczającym światem: głuchoniemym umożliwia komunikację za pomocą języka migowego, niewidomym daje szansę na samodzielne poruszanie się poza domem.

Badanie i ocena funkcji ręki są trudne, gdyż brak jest dotychczas jednej metody akceptowanej i uważanej za uniwersalną przez różne ośrodki. Brak jest również powszechnie uznawanej definicji funkcji ręki. Wiadomo, że zależy ona od takich parametrów, jak: zakres ruchów w stawach, siła mięśniowa, sprawność manipulacyjna oraz motywacja.

Wiele metod opiera się na subiektywnej ocenie przez osobę badającą. Rzadko też prowadzą one do szczegółowej oceny sprawności czynnościowej rąk.

Obecnie jedną z popularniejszych metod służących do oceny ruchliwości ręki jest metoda wykorzystująca goniometr. Nazwa ta oznacza kątomierz wyposażony najczęściej w dwa ramiona – ruchome i nieruchome. Za pomocą goniometru można bezpośrednio zmierzyć wartości kątów stawowych różnych segmentów ciała. W celu ułatwienia samodzielnej kontroli postępów usprawniania przez osobę rehabilitowaną poszukuje się alternatywnych rozwiązań. Jednym z nich jest przedstawiona w pracy metoda wykorzystująca joystick oraz program komputerowy.

2. TECHNIKI I METODYKA BADANIA RUCHLIWOŚCI KOŃCZYNY GÓRNEJ

Kończynę górną charakteryzuje wysoko rozwinięta funkcja czucia, duży zakres ruchów przestrzennych oraz ruchów chwytnych, siłowych i precyzyjnych. Szczególna rola przypada najbardziej zróżnicowanemu jej odcinkowi - ręce.

Badanie ruchliwości ręki ma na celu wykazanie jakim zakresem ruchów dysponuje dany staw oraz jakim zakresem badany potrafi się posłużyć. W zwykłych warunkach zakres ruchów biernych praktycznie niemal pokrywa się z zakresem ruchów czynnych, w stanach patologicznych mogą jednak istnieć duże różnice. [1]

Obecnie coraz trudniej nadążać za postępem technicznym w zakresie rozwijających się technologii badań. W celu sprawnego posługiwania się nowymi metodami pomiarowymi

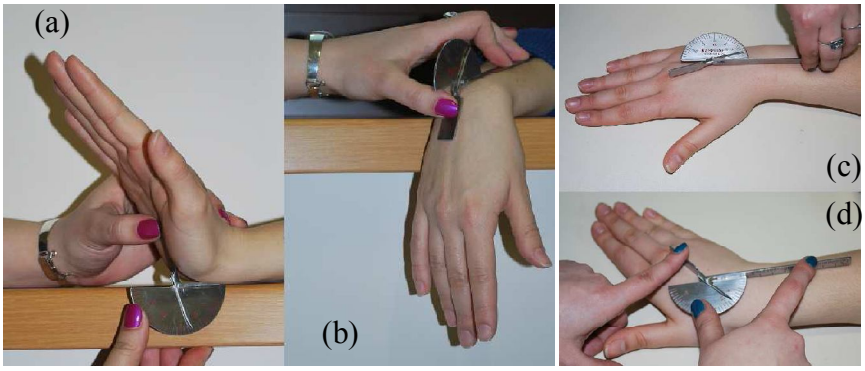
ważne jest szczegółowe przyswojenie elementów badania klasycznego, gdyż jest ono punktem wyjścia każdej nowej metody.

Badaniom z wykorzystaniem goniometru poddane były kolejno zakresy ruchliwości nadgarstka, kciuka oraz palców II, III, IV oraz V. Punktem wyjścia dla pomiarów jest pozycja pośrednia, czyli zerowa, stawów. Odpowiada ona normalnemu, anatomicznemu położeniu stawów u człowieka, gdy stoi on prosto, patrząc przed siebie. Przy pomiarach zachowano podstawowe zasady poprawności merytorycznej, uwzględnione w badaniu narządu ruchu. [3]

W przypadku badania nadgarstka, sprawdzane były zakresy:

- prostowania (rys.1a),
- zginania dłoniowego (rys.1b),
- odchylenia promieniowego (rys.1b),
- odchylenia łokciowego (rys.1d).

Pozycja wyjściowa do badania nadgarstka: pełny wyprost, gdy ręka tworzy przedłużenie przedramienia. [2]



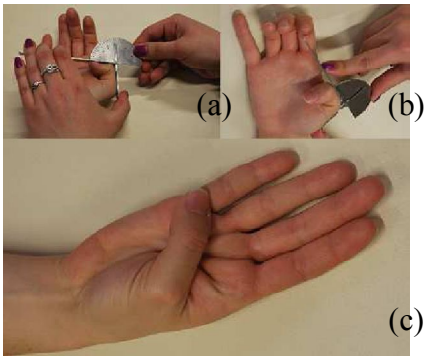
Rys.1. Pacjent podczas badania zakresu ruchów nadgarstka.

Badając ruchliwość kciuka mierzono:

- zgięcie w stawie międzypaliczkowym (rys.2a),
- zgięcie w stawie śródręczno-paliczkowym (rys.2b),
- ruch przeciwstawiania (rys.2c).

Oznaczenie zakresu ruchów stawów kciuka jest zadaniem złożonym, co wynika z dużego sprzężenia poszczególnych ruchów. Z tego względu dla każdego ruchu ustala się pozycje zerowe.

Pozycja wyjściowa do badań kciuka: ręka stroną grzbietową leży na podłożu. Zaleca się zgiąć maksymalnie kciuk w obu stawach: kciuk wsuwa się na powierzchnię dłoniową ręki. [2]

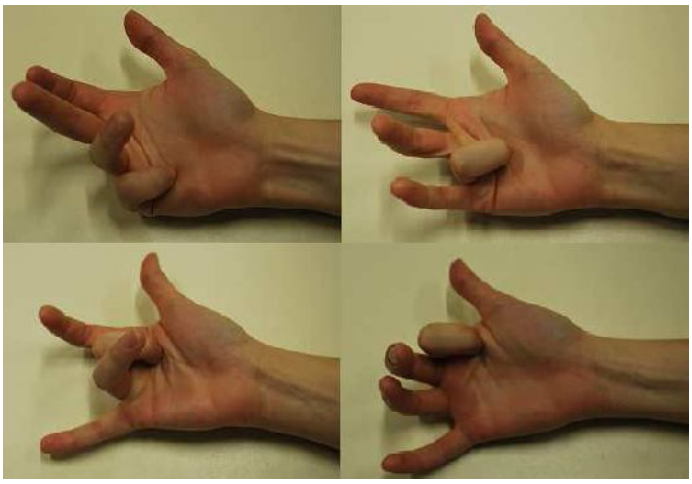


Rys.2. Pacjent podczas badania zakresu ruchliwości kciuka.

Natomiast ocena ruchliwości palców II-V obejmowała zakresy zgięcia w stawie:

- międzypaliczkowym dalszym,
- międzypaliczkowym bliższym,
- śródręczno-paliczkowym.

Pozycja wyjściowa do badań palców II-V: wyprost palców ustawionych równolegle do siebie w osi płaszczyzny grzbietu ręki i nadgarstka. [2]



Rys.3. Pacjent podczas oceny ruchliwości palców II-V.

Badanie ruchomości palców, z powodu trudności wykonania standardowego testu przez pacjentów, zostało uproszczone do zgięcia każdego palca do bliższej bruzdy dłoniowej. Jest to alternatywna do metody goniometrycznej technika, która w podobnym stopniu określa ruchliwość wszystkich stawów palca. [3]

3. CZĘŚĆ BADAWCZA

Celem przeprowadzonych badań było znalezienie korelacji pomiędzy parametrami ruchliwości stawów ręki mierzonymi klasyczną metodą za pomocą goniometru, a wartościami uzyskanymi poprzez pracę z programem komputerowym. Kontrola powyższych parametrów umożliwia określenie stanu zaawansowania choroby pacjenta oraz wyznaczanie postępu procesu rehabilitacji na przestrzeni czasu. Proponowana metoda ma na celu znaczne skrócenie procedury obserwacji i pomiaru zmian ruchliwości ręki. Dzięki niej również nawet sam pacjent może łatwo i regularnie kontrolować swoje postępy.

Materiał badawczy obejmował 140 osoby, w tym 106 kobiet i 34 mężczyzn i został podzielony na 4 grupy (studenci, pacjenci reumatoidalni, zawodniczki czynnie uprawiające siatkówkę, osoby po urazach mechanicznych ręki).

Praca na stanowisku polegała na śledzeniu kursorem zadanego kształtu figury - okręgu. W trakcie ćwiczenia określane były współrzędne poszczególnych punktów przemieszczającego się kursora. Zadaniem testowanej osoby było jak najwierniejsze odwzorowanie zadanego kształtu i prowadzenie kursora jak najbliżej zarysu figury. Program umożliwia pracę na 5 zróżnicowanych prędkościach, które powiązane są z trudnością wykonywania ćwiczenia.

Rys.4.Pacjent w trakcie wykonywania badania.

Po wykonaniu pełnego obrysu figury program wyznaczał dokładność, z jaką wykonane zostało ćwiczenie. Wyznaczenie graficzne zarysu toru kursora pozwalało na określenie z jaką dokładnością ćwiczenie zostało wykonane i, na tej podstawie, określenie w którym momencie występuje dobra koordynacja ruchu manipulacyjnego ręki.

Pierwszą grupę badawczą tworzyli studenci Inżynierii Biomedycznej Politechniki Krakowskiej w przedziale wiekowym 20-22 lata. Liczebność tej grupy wyniosła 84 osoby. Grupa charakteryzowała się dobrą sprawnością ogólną oraz brakiem przebytych urazów i chorób ręki. Z tego względu wartości uzyskane przez studentów ustanowiły normę, do której porównywano wyniki kolejnych grup badawczych.

Drugą badaną grupą były osoby objęte leczeniem usprawniającym Małopolskiego Centrum Reumatologii, Immunologii i Rehabilitacji Szpitala Specjalistycznego im. J. Dietla. Wiek badanych zawiera się w przedziale 39 - 80 lat. Najczęściej występującymi chorobami było Reumatoidalne Zapalenie Stawów i Zapalenie Kostno- Stawowe AO. Liczebność badanej grupy wyniosła 48 osób, spośród których do celów statystycznych brano pod uwagę 42 osoby. 6 osób zostało odrzuconych z powodu nieprawidłowego wykonania ćwiczenia lub niepełnych wyników. Najczęstszą formą rehabilitacji była kinezyterapia, oraz z zabiegów fizykoterapeutycznych: laseroterapia i krioterapia. W przeprowadzonych badaniach zauważono stosunkowo duże odstępstwa od przyjętej normy świadczące o ograniczonej ruchliwości w wybranych stawach.

Trzecią grupę stanowiły siatkarki Klubu Sportowego Armatura Kraków w przedziale wiekowym 17-23 lata. Liczebność grupy wyniosła 8 osób. Często występującymi urazami wśród przebadanej grupy były wybicia palców. W żadnym z analizowanych przypadków nie była stosowana jakakolwiek forma rehabilitacji. Pomimo przeprowadzania badania dla 5tej, znacznie szybszej, prędkości działania programu, uzyskane wyniki zbliżone są do normy. Wszystkie wyniki uzyskane dla standardowej prędkości działania programu pokrywały się z normą.

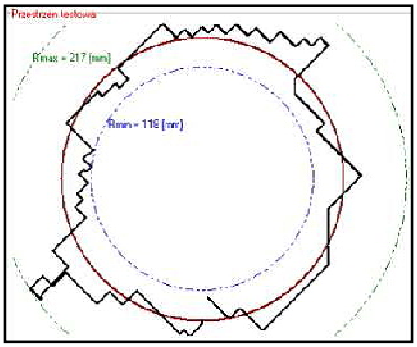
Ostatnią grupę badawczą stanowiło 6 mężczyzn po urazach mechanicznych ręki, głównie złamaniach. Wiek badanych zawierał się w granicach 21– 26 lat. Przebadano zarówno osoby po świeżych urazach, jak i po dłuższym okresie czasu od uszkodzenia. Uzyskane wyniki najczęściej zbliżone są do przyjętej normy, co może świadczyć o pozytywnym usprawnieniu badanych osób.

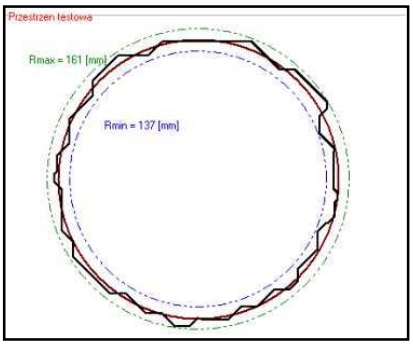
4. WYNIKI

W celu przedstawienia związku pomiędzy wynikami uzyskanymi za pomocą programu komputerowego i wartości zmierzonych z użyciem goniometru szczegółowej analizie poddano dwa odmienne przypadki - pacjenta rehabilitowanego sporadycznie oraz pacjenta systematycznie poddawanego rehabilitacji. Wybrane osoby charakteryzują się podobnym stanem zaawansowania reumatoidalnego zapalenia stawów, wiekiem i czasem trwania choroby.

Przypadek pierwszy reprezentuje pacjentka rehabilitowana sporadycznie, tylko w trakcie turnusów szpitalnych. Pacjentka nie stosuje żadnych ćwiczeń w warunkach domowych.
Analizując wartości parametrów ruchliwości pacjentki uzyskanych za pomocą goniometru zauważono, że są one bardzo odległe od przyjętej normy. W większości parametrów przekroczenie normy jest prawie 2- krotne. Wykres uzyskany za pomocą programu komputerowego oraz wartości promienia maksymalnego i minimalnego także różnią się od przeciętnych wyników. W przypadku okręgu maksymalnego przekroczenie normy jest ponad 4- krotne, natomiast w przypadku okręgu minimalnego prawie 2- krotne.

(a)





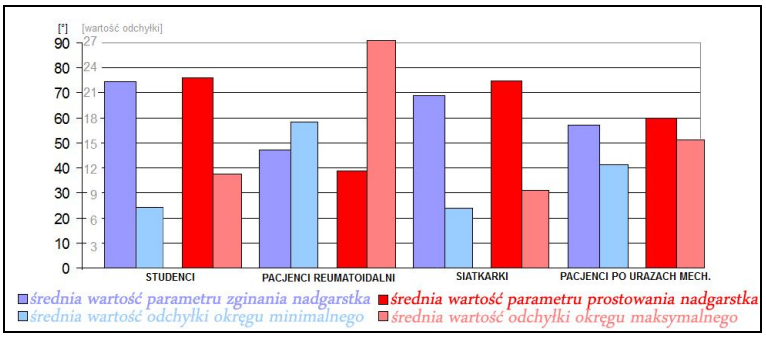
(b)

Rys.5. Wykres okręgów uzyskanych przez pacjentkę sporadycznie rehabilitowaną (a) i systematycznie rehabilitowaną (b).

Drugi przypadek reprezentuje pacjentka rehabilitowana systematycznie, około 2 godziny ćwiczeń dziennie. Dodatkowo, w trakcie turnusów rehabilitacyjnych, pacjentka korzystała z zabiegów fizykoterapeutycznych.

Zestawiając wyniki uzyskane za pomocą obu metod kontrolnych można zaobserwować, że są one bardzo zbliżone do przyjętej normy. Największe odchylenie nie przekracza 10% normy.

Rozpatrując poszczególne parametry w celu znalezienia związku między wynikami uzyskanymi z programu komputerowego, a zmierzonymi goniometrem zauważono wyraźne powiązanie zakresu ruchu prostowania nadgarstka z wartościami okręgu maksymalnego oraz powiązania ruchu zginania nadgarstka z wartościami okręgu minimalnego. Obniżona ruchomość palców znacznie wpływa na wszystkie parametry otrzymywane za pomocą programu. Jest to spowodowane utrudnioną koordynacją joysticka.



Rys.7. Wykres wartości uzyskanych w obu badaniach przez poszczególne grupy badawcze.

5. WNIOSKI.

Rozważając przebadane przypadki można zauważyć związek pomiędzy wartościami mierzonymi metodą goniometryczną, a wynikami komputerowymi. Niskimi parametrami ruchliwości cechowały się osoby zaniedbujące proces rehabilitacji. W większości badanych przypadków różne od normy parametry ruchliwości ręki uzyskiwane za pomocą goniometru pokrywały się z wysokimi wartościami odchyłek średnic okręgów osiągniętych za pomocą pracy z programem. Z kolei osoby poddające się systematycznej, codziennej rehabilitacji najczęściej charakteryzowały się parametrami ruchliwości na poziomie zdrowej osoby bez przebytych urazów mechanicznych. Z powyższych obserwacji wynika, iż testowana metoda komputerowa umożliwia samodzielną kontrolę postępu procesu rehabilitacji.

6. LITERATURA

[1] Pieniążek M.: Model postępowania usprawniającego po leczeniu operacyjnym uszkodzeń ścięgien zginaczy palców. Wydawnictwo Skryptowe AWF Kraków. Kraków,1990.
[2] Buckup K.: Testy kliniczne w badaniu kości, stawów i mięśni. PZWL, 2007.
[3] Pąchowski A., Gawinek M.: Metody badań narządu ruchu w rehabilitacji klinicznej, Wydawnictwo Skryptowe AWF Kraków, 1991

THE INFLUENCE OF REHABILITATION ON PARAMETERS OF HAND MOVEMENT

Jakub Słoniewski, Grzegorz Milewski, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

POMYSŁ TECHNICZNEGO ROZWIĄZANIA PRZENOŚNEGO STOŁU TRENINGOWEGO DO ĆWICZEŃ Z UŻYCIEM INSTRUMENTARIUM ENDOSKOPOWEGO DLA SZEŚCIU OPERATORÓW

1. WSTĘP

W związku ze wzrostem zapotrzebowania na specjalistyczną kadrę lekarską, sprawnie wykorzystującą mało inwazyjne metody operacyjne, w tym zabiegi endoskopowe, istnieje potrzeba coraz lepszego szkolenia młodych lekarzy do wykonywania tego typu zabiegów Aby to osiągnąć konieczne jest tworzenie stanowist treningowych umożliwiających zapoznanie adeptów medycyny z trudnościami mogącymi wystąpić w trakcie zabiegów na żywym pacjencie. Gabaryty dotychczasowych rozwiązań w znacznym stopniu ograniczały możliwość przechowywania i transportu stanowisk oraz wykluczały możliwość tworzenia złożonych programów treningowych wykonywanych przez większą ilośc osób w sposób jednoczesny.

2. METODYKA BADAŃ

W pracy wykorzystano narzędzia środowiska CAD ***CATIA V5R19***, w celu zamodelowania i wizualizacji pomysłu konstruktorskiego.

Praca została zrealizowana w ramach praktyki studenckiej na zlecenie i przy współpracy Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Z. Religi w Pracowni Biocybernetyki pod kierownictwem naukowym dr Zbigniewa Nawrata.

2.1. Założenia projektowe

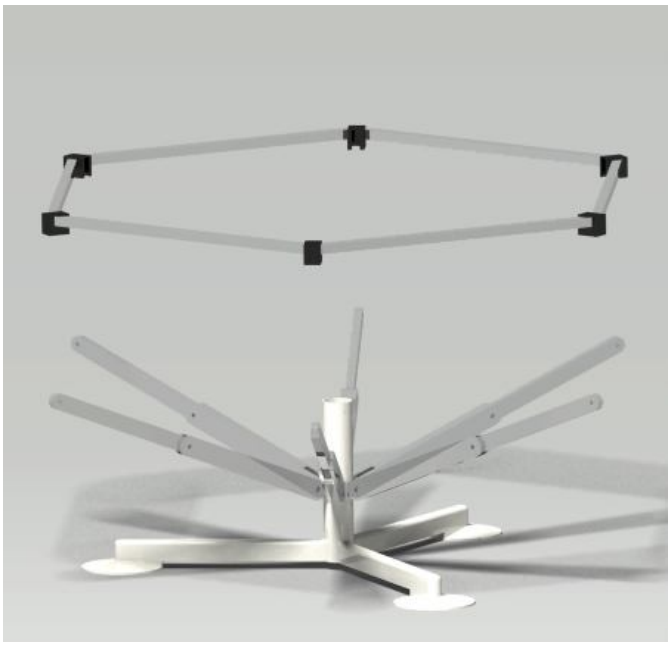
Projekt zakładał stworzenie stanowiska treningowego umożliwiającego jednoczesne ćwiczenie kilku operatorów. Stanowisko powinno dawać się w łatwy sposób przechowywać, a jego konstruckja umożliwiać prosty i szybki montaż. Konstrukcja stanowiska powinna umożliwiać wdrożenie programu ćwiczeń, w których kolejne etapy są wykonywane przez kolejnych operatorów na jednym modelu znajdującym się w danej komorze ćwiczeń w systemie quasi-gniazdowym. Najważniejszym aspektem, jest przewidzenie przestrzeni roboczej koniecznej dla każdego operatora. Wstępnych pomiarów przy pomocy przymiaru liniowego wykonano w trakcie warsztatów chirurgicznych odbywających się na terenie Fundacji. Oszacowano, że przestrzenią wystarczającą do swobodnego operowania instrumentarium laparoskopowym jest kwadrat o boku 60 cm. Odległość taka umożliwia wykonywanie swobodnych pełnozakresowych ruchów w przestrzeni operacyjnej, bez wkraczania w przestrzeń roboczą osób współćwiczących.

2.2. Tworzenie modelu

Model wykonano z wykorzystaniem standardowych modułów do tworzenia konstrukcji mechanicznych. Przy pomocy modułu *Part Design* [3] stworzono elementy konstrukcyjne, a następnie dokonano ich złożenia w module *Assembly Design* [3]. Więzy konstrukcyjne dobrano tak, aby możliwe było automatyczne wygenerowanie odpowiednich par kinematycznych w module *DMU Kinematics* [2].

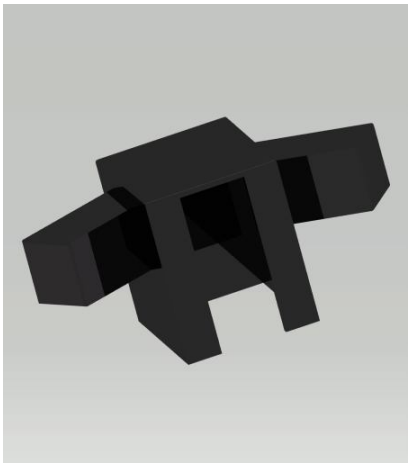
Stół składa się z kolumny montowanej na stabilnej trójnożnej stopie. Do kolumny przykręcane są profile, umożliwiające demontaż stołu i jego transport. Kolejne elementy konstrukcyjne przedstawiono na rysunkach. (Rys. 1. - Rys. 5.). Zapewnienie łatwego demontażu, możliwości transportu, jak również niewielkiej wagi trenażera, jest realizowane poprzez zastosowanie płóciennych powłok, jako zarówno powierzchni roboczych stołu, jak i przegród pomiędzy komorami treningowymi. Profile składają się na mechanizm równoległowodowy, umożliwiający równoczesne składanie wszystkich komór treningowych. Ustalanie stołu w pozycji rozłożonej odbywa się z wykorzystaniem podpór składanych, znanych z powszechnego zastosowania w przenośnych meblach turystycznych. W procesie projektowania, ze względu na jego ideowy charakter pominięto rozwiązania blokad, regulacji wysokości i obrotów blatu.

Rys. 1. Kolumna umieszczona na stopie z osadzoną koroną monitorów



Rys. 2. Układ demontażu stołu (pierścień stabilizujący z łącznikami - u góry, składane wsporniki konstrukcji równoległowodowej - poniżej pierścienia)

Rys. 3. Pojedynczy (1 z 6) segment stołu treningowego

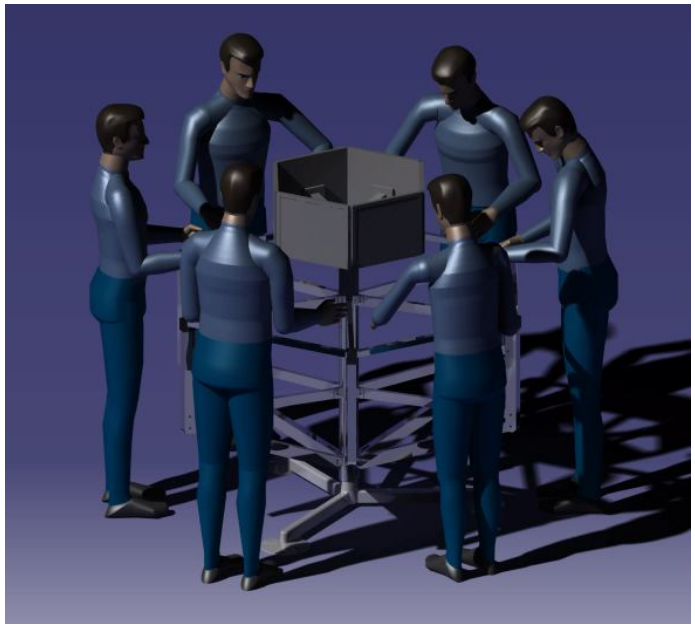


Rys. 4. Plastikowy łącznik pierścienia stabilizującego

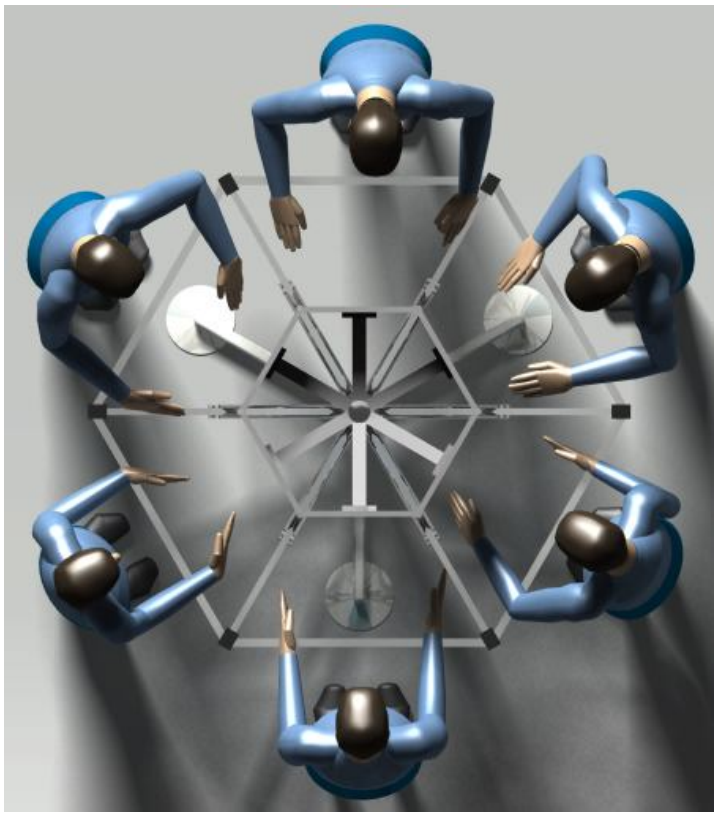
Rys. 5. Rendering gotowego modelu, wykonanego w programie CATIA V5R19

2.3. Analiza przestrzeni roboczej operatorów i sposobu montażu stołu

Do analizy przestrzeni roboczej i sposobu montażu wykorzystano moduły *Human Builder* [1] i *DMU Kinematics* [2]. Stworzono manekiny mężczyzn różnej wielkości symulujące 6 operatorów i ustawiono je w pozycjach obserwowanych w trakcie wykonywania ćwiczeń przy stanowiskach tego typu. Wykorzystano 2 manekiny 50 percentylowe oraz po jednym manekinie 40, 55, 60 i 70 percentylowym.

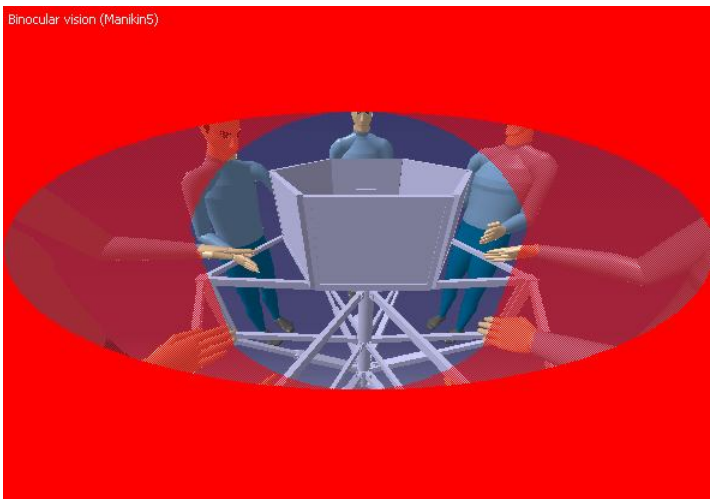


Rys. 6. Widok ze swobodnej kamery na operatorów znajdujących się przy stole treningowym



Rys.7. Operatorzy przy stole treningowym - widok z góry

Dokonano porównania założonej przestrzeni roboczej z otrzymaną przez ustawienie operatów przy modelu stołu. Wykorzystano również narzędzie pozwalające na podgląd pola widzenia operatora.



Rys. 8. Pole widzenia jednego z operatorów

W ramach projektu dokonano również animacji modelu podczas jego demontażu. Ze względu na pisemną formę niniejszego opracowania, nie jest możliwa jej publikacja.

3. WYNIKI BADAŃ ORAZ WNIOSKI

Wizualiacja pomysłu jest podstawą stworzenia dokładnego modelu umożliwiającego wykonanie prototypu w oparciu o elementy dostępne na rynku. Projekt wykazał możliwość

realizacji stawianych założeń oraz stworzenia rzeczywistego obiektu, mogącego służyć do ćwiczeń. Dobrane wymiary umożliwiają jednoczesną pracę 6 osób.

4. LITERATURA

[1] Human Builder User's Guide - Poradnik użytkownika pakietu CATIA V5R19
[2] Wyleżoł M: CATIA v5 - Modelowanie i analiza układów kinematycznych, wyd. Helion, Gliwice, 2007
[3] Wyleżoł M: Modelowanie bryłowe w systemie CATIA - Przykłady i ćwiczenia, wyd. Helion, Gliwice, 2002

CONCEPT OF TECHNICAL SOLUTION OF MOBILE TRAINING TABLE FOR EXERCISES WITH ENDOSCOPIC INSTRUMENTS FOR SIX OPERATORS

Magdalena SOBUŚ, Marzena IWANIEC, Aneta GĄDEK-MOSZCZAK[1], Sylwia ŁAGAN, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, [1]Instytut Informatyki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

WPŁYW PRÓBY ŚCISKANIA NA ZMIANĘ STRUKTURY BELECZKOWEJ KOŚCI – ILOŚCIOWY OPIS MIKROSTRUKTURY Z WYKORZYSTANIEM METOD OBRAZOWANIA 3D

Streszczenie. Celem niniejszej pracy była analiza zdjęć mikrotomograficznych kręgów L3. Wyznaczono parametry histomorfometryczne kości beleczkowych kręgów pochodzących od kobiet w różnym wieku, przed oraz po wykonaniu próby ściskania. Dokonano analizy porównawczej parametrów w celu wyłonienia elementów struktury najbardziej podatnych na degradację.

1. WSTĘP

Wraz z rozwojem techniki w ostatnich latach dokonuje się istotny rozwój medycyny, w tym również badań obrazowych. Współczesna diagnostyka medyczna dysponuje szerokim spektrum badań, bazujących na obrazowaniu poszczególnych części ciała człowieka. Rentgenodiagnostyka pozwala na zobrazowanie całego szkieletu, tomografia ukazuje większość tkanek i narządów, natomiast na podstawie obrazów rezonansu magnetycznego lekarz może ocenić w sposób nieinwazyjny struktury anatomiczne ludzkiego organizmu w dowolnej płaszczyźnie.

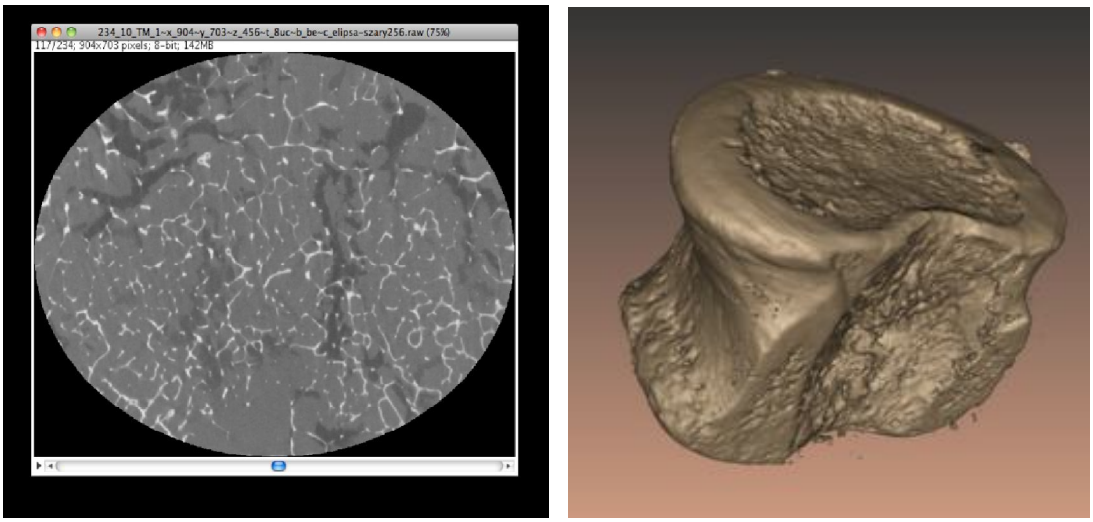
Na samym obrazie jednak się nie kończy, aby dokonać prawidłowej oceny i diagnozy niezbędne jest odpowiednie przetworzenie obrazu tak, aby jak najlepiej odczytać z niego potrzebne informacje. Jednym z utrudnień w analizowaniu obrazów jest fakt, iż ocena obrazów medycznych jest subiektywna. Każdy na obrazie może zobaczyć coś innego, inne miejsce uznać za najważniejsze, inaczej ocenić widoczny kształt. W medycynie nie ma miejsca na pomyłki, dlatego dąży się do jak największego zautomatyzowania przetwarzania obrazów tak, aby odczytywane z nich dane były w jak największym stopniu obiektywne.

2. PARAMETRY HISTOMORFOMETRYCZNE KOŚCI

Badania obrazowe mikrotomografem rentgenowskim, są sposobem poznania rzeczywistej mikroarchitektury kości beleczkowej z dokładnością rzędu kilku mikrometrów. W celu przeprowadzenia obiektywnego, ilościowego opisu mikrostruktury kości beleczkowej, konieczne jest wyznaczenie na obrazach 3D (rys.1) wartości określonych parametrów histomorfometrycznych. Obrazy 2D ilustrujące przekrój lub rzut analizowanej próbki, z powodu złożonej struktury połączeń kości beleczkowych, nie pozwalają na pełny i odpowiadający rzeczywistości opis [2].

Podstawowymi parametrami stereologicznymi opisującymi obrazy trójwymiarowe są pojęcia pochodzące z podstawowej geometrii. W ten sposób na obrazie wyróżniamy: objętość, powierzchnię, parametr dający informacje o długości linii, wyróżnia się również

punkt, który jest parametrem bezwymiarowym. Do parametrów histomorfometrycznych opisujących kość beleczkową można zaliczyc przede wszystkim: BV/TV – wartość porowatości, Tb.Sp – odległość międzybeleczkową, Tb.N – liczbę beleczek kostnych, N.Tm – liczbę beleczek ze swobodnym końcem, Tb.L – długość beleczek, S.V. – parametr star volume, N.Nd – liczbę węzłów, E.D – charakterystykę Eulera, DA – stopień anizotropii strukturalnej, ConnD – gęstość połączeń [2,3].



Rys. 1. Obraz kręgu przed binaryzacją oraz jego rekonstrukcja 3D

3. METODYKA BADAŃ

3.1.Materiał badawczy

Celem pracy jest analiza parametrów histomorfometrycznych kości beleczkowych kręgu L3, lędźwiowego odcinka kręgosłupa kobiet w wieku 31-82 lat. Analiza ta dostarczy informacji o mechanizmie degradacji struktury beleczkowej, pod wpływem zadanego obciążenia. Zdjęcia z mikrotomografu przedstawiają kręgi przed i po zrealizowaniu próby ściskania, prowadzonej do uzyskania 15 [%] odkształcenia kręgu, co pozwala na ocenę zmian parametrów strukturalnych, zachodzących w wyniku częściowego zniszczenia kręgu. Złamania osteoporotyczne kręgów lędźwiowych to najczęściej złamania kompresyjne, powodujące zniekształcenie oraz zmniejszenie wysokości kręgu około 10 [%] procent lub więcej. W pracy została przeprowadzona analiza ilościowa obrazów pochodzących z mikrotomografii komputerowej, wykonanych przed oraz po przeprowadzeniu próby ściskania kręgów. Następnie wyznaczone wartości wybranych parametrów histomorfometrycznych zostały poddane analizie porównawczej, w celu wyłonienia elementów struktur beleczkowych najbardziej podatnych na degradację, wskutek przeprowadzonych prób mechanicznych.

Obrazy zostały wykonane w oparciu o materiał sekcyjny pozyskany w ramach projektu badawczego, realizowanego przez Instytut Informatyki Stosowanej Politechniki Krakowskiej we współpracy z Katedrą i Zakładem Medycyny Sądowej Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego. Analizę zdjęć przeprowadzono z wykorzystaniem oprogramowania do przetwarzania i analizy obrazów Fiji. Program ten zawiera moduły (moduł BoneJ z algorytmami do analizy struktur kostnych), niezbędne do wykonywania odpowiednich analiz.

3.2 Próba ściskania

Próba ściskania próbek została wykonana w laboratorium biomechaniki Czeskiego Uniwersytetu Technicznego w Pradze. Testy wytrzymałościowe zostały wykonane na maszynie wytrzymałościowej MTS Mini Bionix 858.02 sile w zakresie do 25 [kN] i momencie obrotowym 100 [Nm]. Podczas całego eksperymentu kontrolowano warunki utrzymujące stałą temperaturę 22,9 [°C] i wilgotność rzędu 15,5 [%], za pomocą cyfrowego urządzenia COMET. Realizowano próbę ściskania z prędkością 5 [mm/min], do momentu otrzymania założonej deformacji. Podczas przeprowadzonej próby, siła ściskająca była monitorowana z częstotliwością 20 [Hz]. W wyniku powyższych prób wytrzymałościowych otrzymano wykresy zależności siły od przemieszczenia dla każdego z kręgów.

4. WYNIKI ANALIZ

Analiza wyników polegała na porównaniu parametrów (*BV/TV, Tb.Sp, Tb.N, N.Tm, Tb.L, N.Nd, E.D, DA, ConnD)* dla zdjęć tych samych pacjentek, przed oraz po wykonaniu testów mechanicznych. Porównanie to miało na celu sprawdzenie, w których parametrach nastąpiła największa zmiana. Mając takie informacje można w późniejszych etapach prac próbować przewidywać możliwy rozwój podobnych zmian osteoporotycznych. Do analizy wybrano zdjęcia, dla których zastosowano jednakowy stopień odkształcenia kręgu podczas próby ściskania – 15 [%]. Wyjątkiem jest zdjęcie nr 839, dla którego stopień deformacji wynosi 10 [%], dlatego jego wyników nie można porównywać bez uwzględnienia innego stopnia odkształcenia z pozostałymi zdjęciami.

Poniżej przedstawiono analizę wyników trzech z badanych parametrów: długość beleczek kostnych Tb.L, stosunek objętościowy BV/TV oraz odległość międzybeleczkowa Tb.Sp. Dla tych parametrów zauważono największą korelację wartości wyznaczonych dla zdjęć sprzed oraz po próbie ściskania.

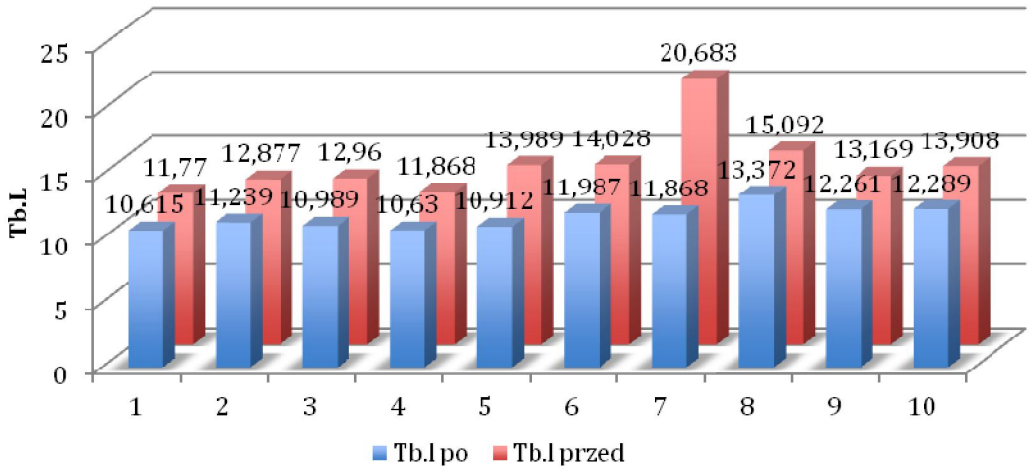
4.1 Długość beleczek kostnych Tb.L

Dla wszystkich analizowanych próbek, średnie długości maleją po przeprowadzeniu próby ściskania. Wartości parametrów Tb.L zestawiono w tabeli 1.

Tabela 5 Zestawienie wartości Tb.L

L.p.	Nr zdjęcia	Wiek pacjentki	Tb.L		Zmiana
			przed	po	
1	471	31	11,770	10,615	90%
2	69	42	12,877	11,239	87%
3	218	45	12,960	10,989	84%
4	453	52	11,868	10,630	90%
5	67	56	13,989	10,912	79%
6	472	59	14,028	11,987	85%
7	839	59	20,683	11,868	55%
8	466	70	15,092	13,372	89%
9	234	77	13,169	12,261	93%
10	254	82	13,908	12,289	88%

Zaobserwowane zmiany przedstawiono na wykresie (rys.3). Pod względem długości i największej różnicy zwraca uwagę zdjęcie 839 (na wykresie słupek nr 7) podobną zmianę zaobserwowano także dla parametru określającego ilości beleczek kostnych – również dla zdjęcia nr 839 zmiana była największa.



Rys.2 Zestawienie wartości Tb.L przed i po badaniach mechanicznych

4.2 Stosunek objętościowy BV/TV

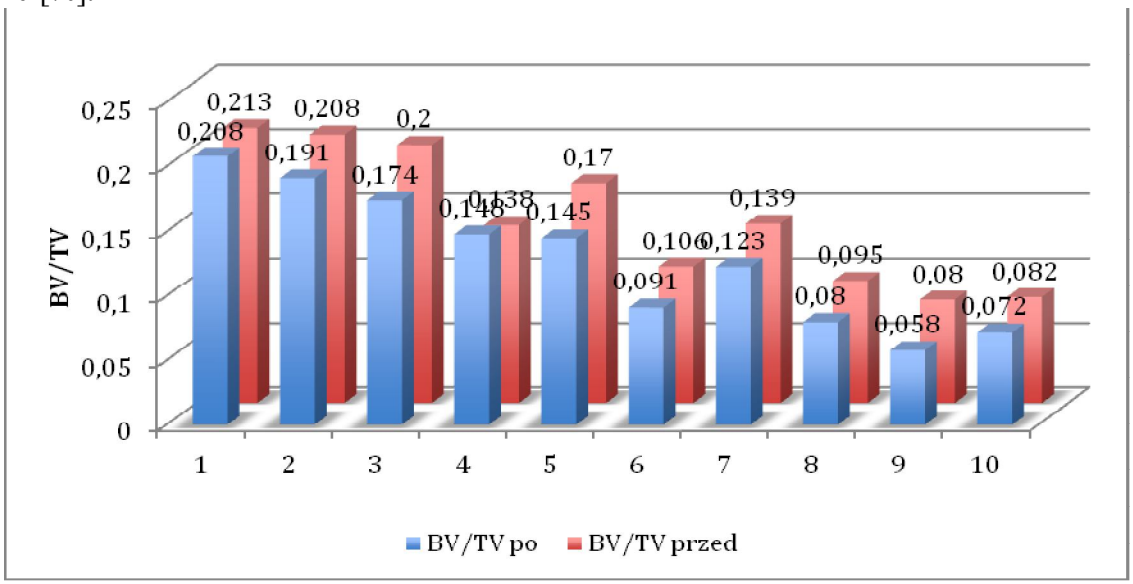
Parametr ten odpowiada fizycznej gęstości kości i jest on wyznaczany bezpośrednio z liczby pikseli na analizowanym obrazie przedstawiającym beleczki kostne w odniesieniu do całkowitej objętości analizowanego obrazu. W przypadku tego parametru również zauważono jednoznaczny spadek wartości po wykonaniu próby ściskania. W wyniku ściskania gęstość spada, co wiąże się z większym ryzykiem złamań osteoporotycznych. Na poniższym zestawieniu (tabela 2) widać również, iż różnice są tym większe im starsza jest pacjentka. Analizowane zdjęcia kręgów poddanych próbie ściskania, mogą być podstawą do późniejszego przewidywania, jak degradować będą się kości z upływem wieku pacjentów. Zatem możliwy będzie opis kinematyki zjawiska osteoporozy z uwzględnieniem ilościowych i jakościowych zmian zachodzących podczas procesu starzenia.

Tabela 6 Zestawienie wartości BV/TV

L.p.	Nr zdjęcia	Wiek pacjentki	BV/TV		Zmiana
			przed	po	
1	471	31	0,213	0,208	98%
2	69	42	0,208	0,191	92%
3	218	45	0,200	0,174	87%
4	453	52	0,138	0,148	107%
5	67	56	0,170	0,145	85%
6	472	59	0,106	0,091	86%
7	839	59	0,139	0,123	88%
8	466	70	0,095	0,080	84%
9	234	77	0,080	0,058	73%
10	254	82	0,082	0,072	88%

Analizując wyniki zamieszczone w tabeli nr 2 (przedstawione na rys.3) największą zmianę odnotowano u pacjentki 77-letniej, dla której parametr BV/TV zmalał o 27 [%]. Dla preparatu

pobranego od 31-letniej pacjentki zanotowano najmniejszy spadek wspomnianego parametru – tylko o 2 [%]. U pozostałych pacjentek obserwuje się zmniejszenie gęstości kości do 20 [%].



Rys. 3. Wykres wartości BV/TV przed i po badaniach mechanicznych

5.3 Odległość międzybeleczkowa Tb.Sp

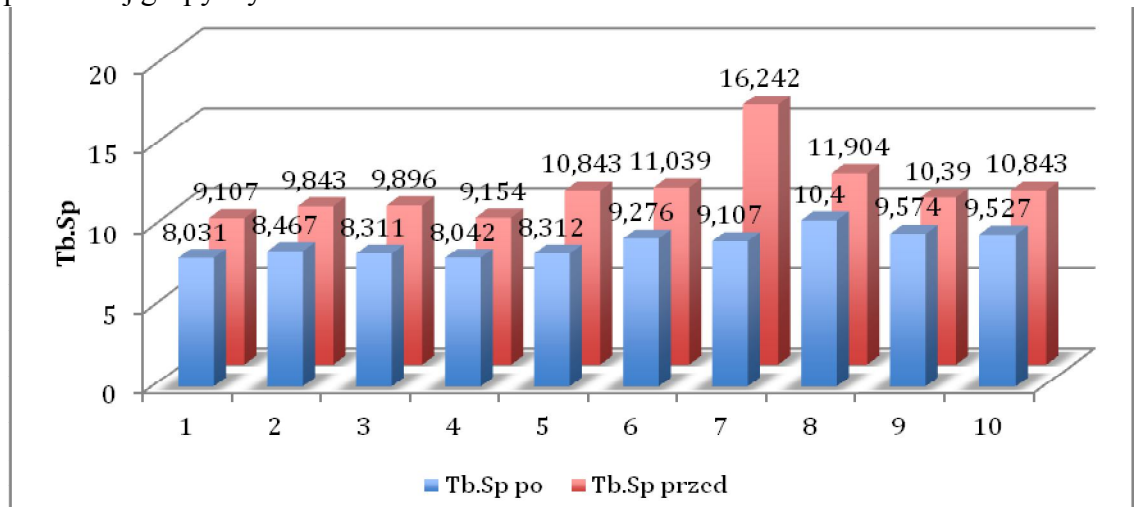
Wyniki analizy odległości miedzybeleczkowej na kręgach przed i po badaniach wytrzymałościowych, zamieszczono w tabeli 3. Analizując wartości (przedstawione na rys. 4) tego parametru, można zauważyć wyraźną zależność pomiędzy odległościami miedzybeleczkowymi przed i po ściskaniu. Dla wszystkich badanych próbek nastąpił zauważalny spadek tych wartości. Z pewnością wiąże się to ze zniszczeniem struktury w wyniku ściskania, co powoduje zbliżenie się beleczek kostnych do siebie i zmniejszenie odległości między ich końcami.

Tabela 7 Zestawienie wartości Tb.Sp

L.p.	Nr zdjęcia	Wiek pacjentki	Tb.Sp		Zmiana
			przed	po	
1	41	31	9,107	8,031	88%
2	69	42	9,843	8,467	86%
3	218	45	9,896	8,311	84%
4	453	52	9,154	8,042	88%
5	67	56	10,843	8,312	77%
6	472	59	11,039	9,276	84%
7	839	59	16,242	9,107	56%
8	466	70	11,904	10,400	87%
9	234	77	10,390	9,574	92%
10	254	82	10,843	9,527	88%

Wyraźnie największy spadek obserwuje się w 7. przypadku dla zdjęcia nr 839. Parametr dla tego przypadku maleje prawie o połowę. Warto zauważyć, że jest to zdjęcie, dla którego wartości parametrów Tbl.N i Tb.L również znacząco odbiegały od pozostałych wartości. Nie znamy historii choroby pacjentek, których kręgów zdjęcia analizowane są w niniejszej pracy.

Uniemożliwia to jednoznaczne podanie przyczyny odstępstw uzyskanych wyników od pozostałej grupy wyników.



Rys. 4. Zestawienie wartości Tb.Sp przed i po badaniach mechanicznych

6. PODSUMOWANIE WYNIKÓW I WNIOSKI

W wyniku analiz ilościowych badanych próbek, odnotowano wyraźną zmianę dla oznaczanych parametrów. Świadczy to o zmianie architektury badanych struktur. Gęstość kości w wyniku ściskania maleje, zmiany te nasilają się wraz z wiekiem, a zatem u osób starszych kości są bardziej narażone na degradację struktury. Wielkość zmian różniła się w zależności od badanego obrazu, zatem uściślenie wniosków w tym zakresie wymaga analizy na szerszym materiale badawczym. Przeprowadzone badania ilościowe oraz próba ich oceny jakościowej, stanowi początkowy etap badań, który w efekcie końcowym może zaowocować opracowaniem nowej metody wczesnej diagnostyki zmian osteoporotycznych.

LITERATURA

[1] Gądek-Moszczak A. „Analiza możliwości wykorzystania obrazowania 3D do analizy mikrostruktury materiałów kompozytowych”, Mechanika Czasopismo Techniczne 1-M/2009 zeszyt 3, rok 106, Wyd. Politechniki Krakowskiej,

[2] Tabor Z. „Quantifying quality of trabecular bone from low-resolution images”, PAN, Warszawa 2009,

[3] Wojnar L, „Praktyka Analizy Obrazu” , Polskie Towarzystwo Stereologiczne WIMiM AGH, Kraków 2002,

EFFECTS OF COMPRESION TESTS ON CHANGES IN TRABECULAR BONE STRUCTURE - QUANTITATIVE DESCRIPTION OF BONE MICROSTRUCTURE USING 3D IMAGING

Małgorzata SOWA, Międzywydziałowe Koło Naukowe Biomechaników, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław
Małgorzata ŻAK, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław

WPŁYW CYKLICZNYCH OBCIĄŻEŃ ŚCISKAJĄCYCH NA ZMIANY SZTYWNOŚCI SEGMENTÓW RUCHOWYCH Z ODCINKA PIERSIOWEGO KRĘGOSŁUPA

Streszczenie. Proces powstawania zmian zwyrodnieniowych ma miejsce w głównej mierze w wyniku działania niekorzystnych sił zewnętrznych osłabiających strukturę kręgosłupa. W pracy przedstawiono wpływ cyklicznych obciążeń ściskających na zmianę wysokości i współczynnika sztywności krążka międzykręgowego z odcinka piersiowego kręgosłupa. Badania prowadzono z jednoczesnym zginaniem segmentu w płaszczyźnie strzałkowej symulującym proces obciążania krążka miedzykręgowego w czasie pracy kolumny kręgosłupa.

1. WSTĘP

Bóle kręgosłupa są dolegliwościami, na które cierpi obecnie około 70% społeczeństwa. Nasilające się dolegliwości bólowe związane są z procesem uszkadzania elementów sprężystych kręgosłupa, czyli krążka międzykręgowego, w skutek oddziaływania przeciążeń przekraczających jego wytrzymałość. Zmiany w krążku międzykręgowym, w różnych warunkach obciążenia, analizowane są m.in. poprzez badanie zmian ciśnienia. Krążek międzykręgowy posiada swoje własne wewnętrzne ciśnienie, które zapobiega jego ściśnięciu przez trzony kręgów [6]. Pod wpływem siły ściskającej krążek międzykręgowy zmniejsza swoją wysokość, jednocześnie włókna kolagenowe pierścienia włóknistego pod wpływem działającego obciążenia zmniejszają kąt nachylenia względem powierzchni trzonów [6]. Badania Nachemsona opisują jakie obciążenia działają na odcinek lędźwiowy kręgosłupa przy poszczególnych ułożenia ciała związanych z jego ruchomością. Badania wskazują, iż nawet w czasie spoczynku istnieje ciśnienie wewnątrz krążka międzykręgowego, które zapewnia stabilność kręgosłupa i utrzymuje odpowiednią odległości pomiędzy trzonami [2].

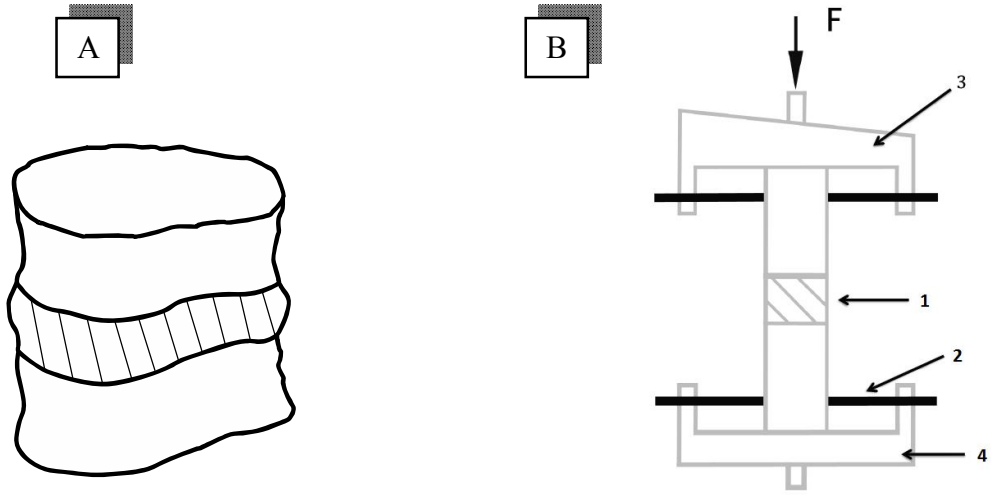
Przyczyny zwyrodnienia kręgosłupa związane są głównie z działaniem niekorzystnych obciążeń mechanicznych. Degeneracje krążka międzykręgowego powodują m.in. czynniki ergonomiczne takie jak.: siedzący tryb życia (osłabiający mięśnie kręgosłupa), czy też niewłaściwa postawa ciała powodująca nierównomierny rozkład ciśnienia w krążku międzykręgowym. Przyczynia się to do zakłócenie statyki i motoryki kręgosłupa poprzez przeniesienie ciężaru ciała na jedną z kończyn oraz kompensacje wyrównania skrzywienia poprzez wyższe partie kręgosłupa. W konsekwencji powstają progresywne zmiany zwyrodnieniowe prowadzące do dysfunkcji kręgosłupa [8].

2. MATERIAŁ I METODA

Badania przeprowadzono na modelu zwierzęcym, który stanowiły dwa odcinki piersiowe kręgosłupa pobranego *post-mortem* od świń domowych w wieku 8 - 10 miesięcy i średniej wadze 110kg. Modele zwierzęce stosowane są w badaniach głównie w celu weryfikacji nowych systemów stosowanych w leczeniu schorzeń i urazów kręgosłupa człowieka [4]. Materiał zwierzęcy zastępuje z powodzeniem preparaty sekcyjne, ponieważ uzyskuje się w ten sposób dużą jednorodność materiału, wynikającą m.in. z jednakowego sposobu karmienia czy tego samego wieku osobników stanowiących grupę badawczą.

Z kręgosłupów usunięto tkanki miękkie oraz wyrostki stawowe tak by pozostały same kręgi wraz z krążkami międzykręgowymi. Do badań wybrano trzy segmenty: Th8-Th9, Th10-Th11 wypreparowane z pierwszego kręgosłupa i Th9-Th10 pobrane z drugiego kręgosłupa, które przechowywano w temperaturze -20°C do czasu badań.

Przygotowane segmenty ruchowe kręgosłupa po rozmrożeniu uwodniono w roztworze soli fizjologicznej przez 1 godzinę, a następnie umieszczono w układzie badawczym (Rys. 1.a). Badania zmęczeniowe przeprowadzono na maszynie wytrzymałościowej MTS 858 Mini Bionix. Obciążenia działające na badane segmenty przenoszone były jedynie przez krążek międzykręgowy. Segment został zamocowany do układu w dolnej i górnej części trzonu kręgu przy pomocy 4 wkrętów kostnych. Test wykonano dla 25000 cykli obciążeń z częstotliwością 2Hz. Na preparat działała siła w zakresie 150-650 N, która miała symulować zakres obciążeń działających w ciągu dnia na kręgosłup. Dodatkowo w układzie zastosowano element symulujący proces zginania pod kątem 6□. Schemat zamocowania i układ działających sił przedstawiono na rysunku 1.b.



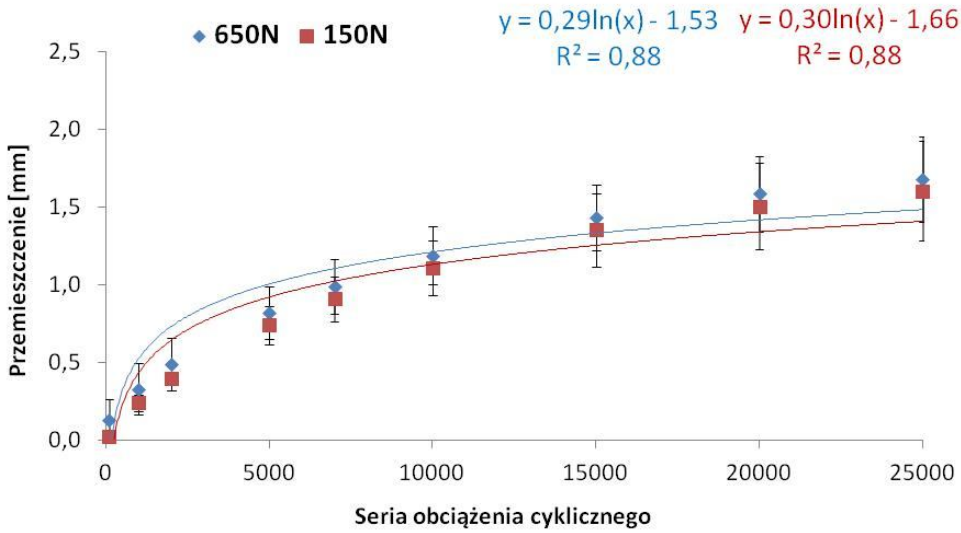
Rys. 1. Materiał badawczy: a) pojedynczy segment ruchowy kręgosłupa bez wyrostków stawowych, b) sposób zamocowania segmentu ruchowego w układzie badawczym gdzie: 1 – segment ruchowy, 2 – wkręty kostne, 3 – kuweta górna z elementem zginającym, 4 – kuweta dolna

3. WYNIKI

Na podstawie przeprowadzonych badań cyklicznego obciążenia analizie poddano zmianę wysokości krążka międzykręgowego w kolejnych cyklach działających obciążeń.

Otrzymane charakterystyki (Rys. 2) wskazują, że niezależnie od wartości sił działających na krążek międzykręgowy wraz ze wzrostem liczby cykli zmniejsza się jego wysokość względem początkowej wartości. Jednocześnie krzywe zmiany wysokości krążka zarówno dla siły 150N jak i 650N przyjmują ten sam charakter przebiegu.

W badanym układzie, pod wpływem działania na segment ruchowy cyklicznego obciążenia ściskającego, nastąpił duży wzrost przemieszczenia względem wartości początkowej. Różnica pomiędzy skrajnymi wartościami przemieszczenia jest nieznacznie większa przy sile 650N (1,58±0,33mm) niż przy sile 150N (1,55±0,30mm). Największy wzrost wartości przemieszczenia w kolejnych cyklach obciążenia obserwowany jest w zakresie 100-10000 cykli obciążeń i wynosi: 1,08±0,18mm (650N) i 1,06±0,16mm (150N). Natomiast zakres 15000-25000 cykli obciążeń charakteryzuje się nieznacznym wzrostem analizowanego parametru. W tym zakresie przyrost przemieszczenia przy sile 650N wynosiły 0,50±0,16mm, natomiast przy sile 150N wartość wynosiła 0,49±0,16mm. Otrzymane charakterystyki zmiany przemieszczenia krążka międzykręgowego w kolejnych cyklach obciążenia segmentu ruchowego zostały aproksymowane funkcją logarytmiczną, dla której współczynnik korelacji R^2 dla obu wartości sił wynosi 88%.



Rys. 2. Charakterystyki zmiany: wysokości krążka międzykręgowego dla siły150N i 650N w kolejnych cyklach obciążenia segmentu ruchowego

Współczynnik sztywności wyznaczono jako zależność między stałą wartością siły (150N i 650N) a jednostkową zmianę przemieszczenia próbki w kolejno następujących cyklach obciążeń zgodnie ze wzorem (1). Sztywność układu wzrasta wraz z liczbą działających cykli obciążeń wprost proporcjonalnie do działającej siły.

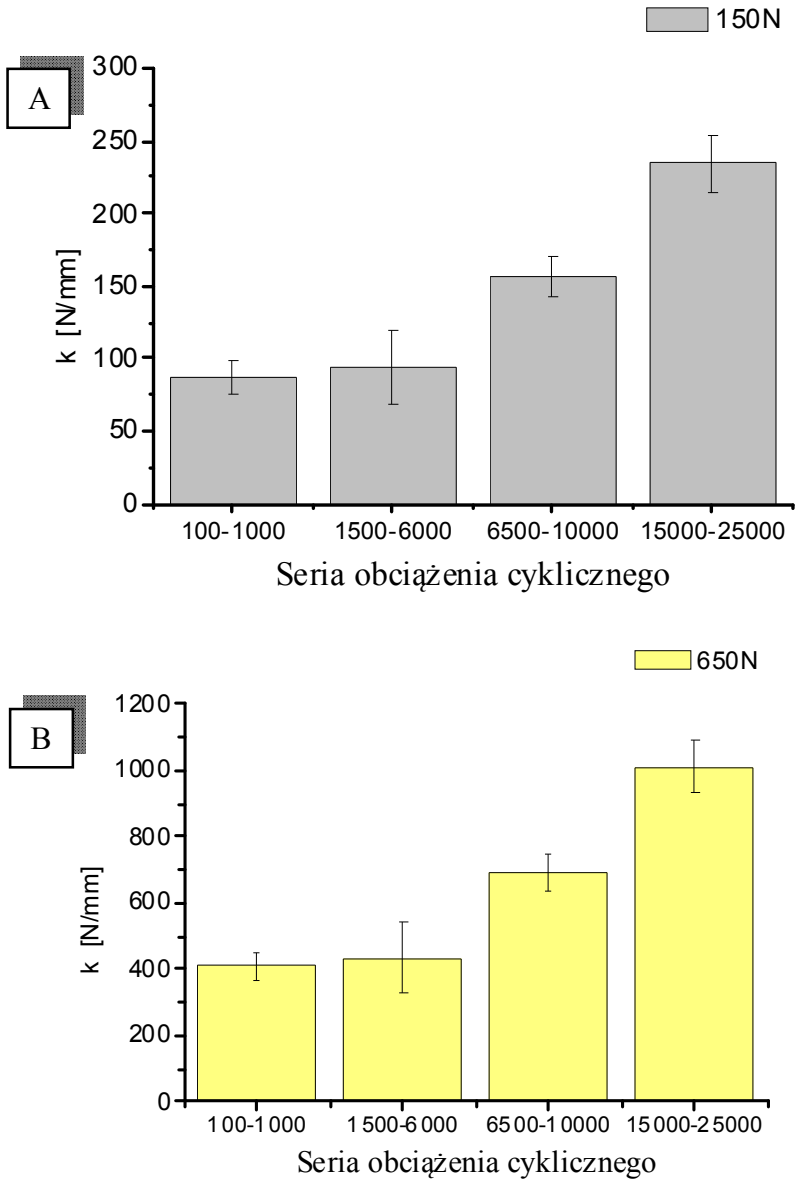
$$k = \frac{F}{\Delta L} \tag{1}$$

gdzie:

k [N/mm] – współczynnik sztywności,
F [N] – wartość siły,
Δl [mm] – wartość przemieszczenia próbki.

Wartość współczynnika sztywności (k) krążka międzykręgowego zwiększa się wraz ze wzrostem przemieszczenia. Różnica sztywności pomiędzy pierwszą a ostatnią wartością obciążenia cyklicznego wynosi 248,86±55,07N/mm dla układu, na który działa siłą 150N, natomiast dla siły 650N różnica ta jest równa 1001,14±188,75N/mm.

Na rysunki 3 przedstawiono średnie wartości współczynnika sztywności dla poszczególnych zakresów cykli obciążeń. Początkowy zakres analizowanej liczby cykli (100-1000) charakteryzuje się wzrostem sztywności krążka międzykręgowego o 86,38±11,20N/mm dla siły 150N i 408,86±43,64N/mm dla siły 650N. W drugim zakresie (1500-6000) siła działająca na segment ruchowy powoduje nieznaczne zwiększenie wartości współczynnika sztywności dla siły 150N do 94,06±26,40N/mm i 434,56±104,78N/mm przy sile 650N. Gwałtowny wzrost sztywności nastąpił po 6500 cyklach. W zakresie 6500-10000 wartość k utrzymywała się na poziomie 156,18±13,20N/mm dla siły 150N i 692,28±53,77N/mm dla siły 650N. W ostatnim zakresie obciążeniowym (15000-25000) sztywność wzrosła do wartości 234,42±20,29N/mm dla siły 150N i do 1009,67±81,46N/mm przy sile 650N.



Rys.3. Średnie wartości współczynnika sztywności (k) w kolejnych analizowanych zakresach cykli obciążeniowych przy sile: a) 150N, b) 650N

4. PODSUMOWANIE

Wyniki przeprowadzonych badań wskazują na istotny wpływ przenoszonych obciążeń ściskających na zmiany zachodzące w pojedynczym segmencie ruchowym kręgosłupa [1]. Zmiana wysokości krążka międzykręgowego wpływa negatywnie m.in. na funkcje kręgosłupa: stabilizującą, podporową i ruchową, które są możliwe dzięki specyficznej budowie anatomicznej. Pozornie funkcja ruchowa jest przeciwstawna w stosunku do dwóch pozostałych i wydaje się niemożliwa. Zakres oraz kierunek ruchów w poszczególnych odcinkach kręgosłupa jest uwarunkowany przede wszystkim kątem ustawienia powierzchni stawowych stawów międzywyrostkowych i wysokością krążków międzykręgowych w punktach kluczowych kręgosłupa [2].

W badaniach zastosowano element zginający o kącie 6^{o}, który zawiera się w zakresie ruchomości w odcinku piersiowym człowieka [4,5]. Mechanizm powstawania zmian zwyrodnieniowych podczas codziennych czynności jest procesem złożonym. Przeprowadzone testy cyklicznego obciążenia z dodatkowym elementem zginającym symulowały zmiany zwyrodnieniowe dla segmentu ruchowego bez wyrostków stawowych.

Usunięcie wyrostków stawowych, stanowiących barierę w postępującym obniżaniu się wysokości krążka międzykręgowego, doprowadza do niekontrolowanego spadku wysokości bez możliwości zahamowania tego procesu. Wzrost wartości współczynnika sztywności jest zgodny z wynikami badań przeprowadzonych przez Callaghan'a i McGill'a [3].

Uzyskane charakterystyki wskazują, iż niewielka różnica przemieszczenia powoduje znaczny wzrost sztywności badanego układu. Jest to ważne ze względu na to, że badane właściwości mechaniczne m.in. pierścienia włóknistego, które zależą od wieku i stopnia degeneracji, istotnie wpływają na zmiany w funkcjonowaniu krążka międzykręgowego. Jednak dla lepszego poznania złożoności powstawania tych zmian należałoby poddać badaniom segmenty ruchowe z wyrostkami stawowymi jak również powiązać je ze zmianą zachodzącymi w strukturze pierścienia włóknistego. Korelacja tych elementów mogłaby umożliwić lepsze poznanie etapów powstawania zmian zwyrodnieniowych.

5. LITERATURA

[1] Adams M.A., Freeman B.J.C., Nelson I.W., Dolan P., Mechanical Initiation of Intervertebral Disc Degeneration, Spine, 2000, 25(13): 1625-1636.
[2] Adams M.A., Hutton W.C., The effect of posture on the lumbar spine, The Journal of Bone and Joint Surgery, 1985, 67-B (4): 625-629.
[3] Callaghan J.P., McGill S.M., Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force, Clinical Biomechanics, 2001, 16: 28-37.
[4] Gzik M., Biomechanika Kręgosłupa człowieka, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2007.
[5] McMillan D.W., Garbutt G.,Adams M.A., Effect of sustaineg loading on the water content of intervertebral disc: implications for disc metabolism, Ann Rheum Dis, 1996, 55: 880-887.
[6] Pezowicz C., Biomechanika krążka międzykręgowego – ocena przeciążeń oraz skutków wprowadzenia implantów, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 2008.
[7] Stodolny J., Choroba przeciążeniowa kręgosłupa. Epidemia naszych czasów, ZL "Natura".
[8] http://www.gapinski.pl/co_leczymy_2.php

MECHANICAL BEHAVIOR OF THE THORACIC MOTION SEGMENTS OF THE SPINE UNDER CYCLIC LOADS

KAPITAŁ LUDZKI
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI
DOLNY ŚLĄSK
UNIA EUROPEJSKA
EUROPEJSKI
FUNDUSZ SPOŁECZNY

Praca współfinansowana przez Unię Europejską w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego

Arkadiusz SZAREK, Institute of Metal Working and Forming, Quality Engineering and Bioengineering Częstochowa University of Technology
Marcin KORYTKOWSKI, Department of Computer Engineering, Częstochowa University of Technology
Leszek RUTKOWSKI, Department of Computer Engineering, Częstochowa University of Technology
Rafał SCHERER, Department of Computer Engineering, Częstochowa University of Technology
Janusz SZYPROWSKI, Orthopedics and Traumatic Surgery Department of NMP Voivodship Specialist Hospital in Częstochowa

ORTHOPEDIC DIAGNOSTICS WITH ENSEMBLES OF LEARNING SYSTEMS

1. INTRODUCTION

The demand for a variety of prostheses, resulting from increasingly higher number of injuries and osteoarticular pathologies which are a consequence of ageing society, stimulates the necessity for improvement of materials used for implants [1]. Reconstruction surgery allows for repairing the tissues damaged as a result of an injury or pathological changes, which makes it possible to regain the lost functions [2]. An essential problem is proper diagnosing of tissue structure and identification of functional deficiency. Achievement of these aims necessitates the use of proper diagnostic methods, precision and experience of the surgeons [7].

Due to its functions, hip joint is one of the most frequently used load--bearing joint, which leads to occurrence of degenerative changes. Human race has always sought methods of reconstruction of damaged tissues and organs and the scientists have focused on these activities for over a hundred years. The only method of treatment in the case of serious problems was to remove the damaged organ. However, it improved life comfort only to an insignificant degree. The situation changed when progress in both medical science and material engineering allowed for collection and transplantation of living tissues and implantation of synthetic or natural biomaterials in order to restore the functions of defected or even removed organs.

In the paper, we classify and assess orthopaedic data by neuro-fuzzy classifiers. Classifiers can be combined to improve accuracy [6]. By combining intelligent learning systems, the model robustness and accuracy is nearly always improved, comparing to single-model solutions. Popular methods are bagging and boosting which are meta-algorithms for learning different classifiers. They assign weights to learning samples according to their performance on earlier classifiers in the ensemble. Thus subsystems are trained with different datasets created from the base dataset. We use another method called negative correlation learning to create an ensemble of classifiers.

Learning the ensemble of classifiers correctly diagnosing hip joint pathology and choosing suitable cure methodology required selecting a group of patients with hip joint dysfunction.

We used 150 patients' histories from Orthopedics and Traumatic Surgery Department of NMP Voivodship Specialist Hospital in Częstochowa. Data were divided into the following groups:

- Clinical trials, which assessed the reasons for the pathology, patient age, anthropometric and goniometric measurements, coexisting diseases and the involvement of the patient during the postoperative rehabilitation and intensity of use of an artificial hip joint (motility).
- Radiological examinations, where X-ray images allowed us to determine changes in bone in Gruen zones and areas of heterotopic ossification (Brook's classification). On the basis of X-ray images the size of the femur was determined (including the shape and size of the femur and the marrow cavity to determine the mechanical axis of the bone, angle of neck-molar, the existence of the femoral head, the steepness of the acetabulum) pathologically changed hip joint functionality and functionality of the knee.
- Experimental studies which consisted in the determining of the impact of selected types of commercial implants to maps of the stress of the femur using human hip joint simulator, see Figure 1.

Fig 1. Femur bone placed on human hip joint simulator and connected to the measuring and recording device.

- Experimental examinations involving the assessment of the size and degree of wear of the head - acetabulum made of various materials and to adapt these parameters to individual patient needs was conducted on the wear simulator of endoprostheses, shown in Figure 2.

Fig. 2 Simulator to examine friction and wear of artificial joints

- Tribological tests, which were conducted on commercial heads and acetabulum of leading manufacturers, including different types of friction couples commonly used in orthopedics. The nature of the simulator allows loading the examined system in accordance with the load of the limb during the gait and movement kinematics allows performing friction-wear test with analysis of both mating surfaces, as well as wear products. Wear processes of the hip join components on the simulator has been compared with the course of wear dentures with a given history in the human body - removed for aseptic loosening.

2. RESEARCH METHODS

Combining classifiers to improve accuracy gains a lot of attention nowadays. Various known classifiers [9, 10, 11] and other learning systems [8] can be combined in ensembles to improve accuracy [4, 5, 6]. By combining intelligent learning systems, the model robustness and accuracy is nearly always improved, comparing to single-model solutions. Combined systems are developed under different names: blending, combining models, bundling, ensemble of classifiers, committee of experts. Classifiers can be combined at the level of features, data subsets, using different classifiers or different combiners, see Figure 1. Popular methods are bagging and boosting [12] which are meta-algorithms for learning different classifiers. They assign weights to learning samples according to their performance on earlier classifiers in the ensemble. Thus subsystems are trained with different datasets.

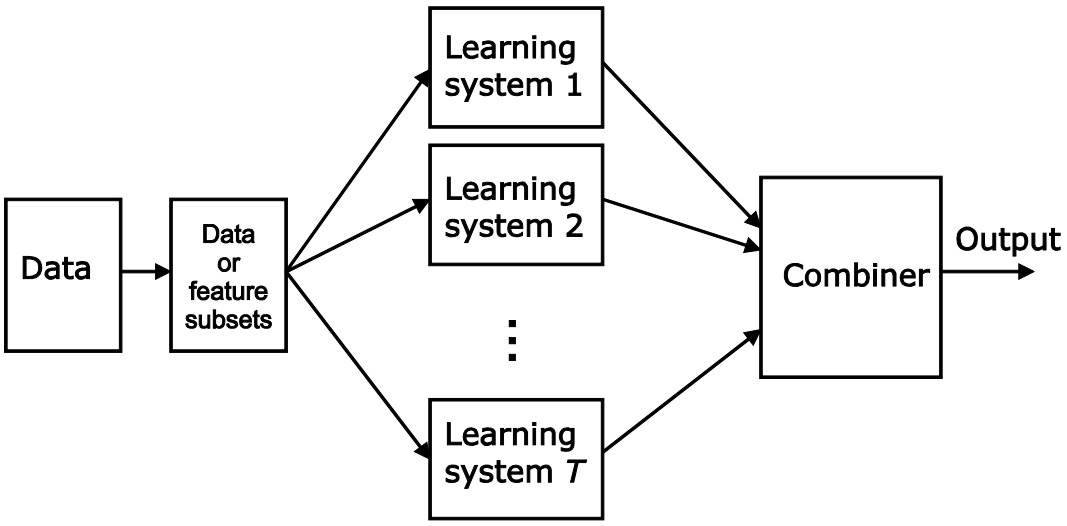


Fig. 3. Various levels of creating learning system ensembles [8].

Negative correlation learning [4,5] is another meta-learning algorithm for creating negatively correlated ensembles. Let us denote the *l*-th learning vector by $\mathbf{z}^l = [x_1^l, ..., x_n^l, y^l]$, $l = 1...m$, is the number of a vector in the learning sequence, n is the dimension of input vector $\mathbf{x}^l$, and y^l is the learning class label. The overall output of the ensemble of classifiers is computed by averaging outputs of all hypothesis

$$f(\mathbf{x}) = \frac{1}{T}\sum_{t=1}^{T} h_t(\mathbf{x}), \tag{1}$$

where $h_t(\mathbf{x})$ is the response of the hypothesis t on the basis of feature vector $\mathbf{x} = [x_1, ..., x_n]$. All neuro-fuzzy parameters, i.e. antecedent and consequent fuzzy sets parameters, are tuned by the backpropagation algorithm. Having given learning data set of pair $(\mathbf{x}^l, y^l)$, where y^l is the desired response of the system we can use the following error measure

$$E\left(\mathbf{x}^l, y^l\right) = \frac{1}{2}\left[h_t(\mathbf{x}) - y^l\right]^2 \tag{2}$$

Every neuro-fuzzy system parameter, denoted for simplicity as w, can be determined by minimizing the error measure in the iterative procedure. For every iteration t, the parameter value is computed by

$$w(t+1) = w(t) - \eta\frac{\partial E\left(\mathbf{x}^l, y^l; t\right)}{\partial w(t)} \tag{3}$$

where η is a learning coefficient. This is a standard gradient learning procedure. As we build an ensemble of negatively correlated neuro-fuzzy systems, the error measure is modified by introducing a penalty term $p_t(l)$ and determining error after the whole epoch

$$E_t = \frac{1}{m}\sum_{l=1}^{m} E_t(l) = \frac{1}{m}\sum_{l=1}^{m}\frac{1}{2}\left(h_t(l) - y^l\right)^2 + \frac{1}{m}\sum_{l=1}^{m}\lambda p_t(l), \tag{2}$$

where λ is a coefficient responsible for the strength of decorrelation. The penalty term is defined

$$p_t(l) = \left(h_t(l) - f(\mathbf{x})\right)\sum_{k\neq l}\left(h_t(k) - f(\mathbf{x})\right). \tag{3}$$

The NCL metalearning tries to keep responses of the member neuro-fuzzy systems as different as possible, retaining at the same time classification accuracy. In other words, each of the neuro-fuzzy classifiers tries to learn its own part of the knowledge comprised in the data set.

3. SIMULATION RESULTS

Our negative correlation learning ensemble of neuro-fuzzy systems forecast and assessed changes in bone around the implant based on several hundred patients' histories from Orthopedics and Traumatic Surgery Department of NMP Voivodship Specialist Hospital in Częstochowa were used. We obtained 100% accuracy. The ensemble of four neuro-fuzzy systems, each with three fuzzy rules, was able to reflect accurately the assessment made by orthopaedists. The systems were initialized randomly by the fuzzy *c*-means clustering and then trained by the backpropagation algorithm with the negative correlation learning. The learning of each subsystem took 3000 iterations.

4. CONCLUSIONS

The paper introduces a new method for assessing orthopaedic data based on so called negative correlation learning. We assessed changes around changes around implant after total hip arthroplasty. We used several dozen inputs and one output to numerically determine level of changes in femur. The neural network was trained by the backpropagation algorithm. The algorithm is able to find a local minimum of a nonlinear function over a space of parameters of the function. In the case of neuro-fuzzy systems the parameters are fuzzy sets membership functions which store the knowledge obtained during learning.
During learning the parameters are changed to fit the network to the learning data. Using the negative correlation ensemble we achieved maximal accuracy, thus the ensemble of classifiers was able to imitate the assessments made by orthopaedists.

ACKNOWLEDGMENTS
This work was supported by the Foundation for Polish Science – TEAM project 2010-2014.

REFERENCES

[1] Marciniak J.: Biomaterials, Silesian University of Technology Press, Gliwice, 2002.
[2] Szarek A.: Chosen aspects of biomaterials, Publishing house Education and Science s.r.o. - Rusnauckniga, Praga-Belgorod 2011.
[3] Williams D.F.: Definitions in biomaterials, Amsterdam-Oxford-New York-Tokio, Elsevier 1987.
[4] Liu, Y., Yao, X.: Ensemble learning via negative correlation. Neural Networks 12, 1399-1404 (1999)
[5] Liu, Y., Yao, X.: Simultaneous training of negatively correlated neural networks in an ensemble. IEEE Trans. Syst., Man, Cybern. B 29, 716-725 (1999)
[6] Kuncheva, L.: Combining Pattern Classifiers. Studies in Fuzziness and Soft Computing. John Wiley & Sons (2004)
[7] Williams D.F.: Definitions in biomaterials, Amsterdam-Oxford-New York-Tokio, Elsevier 1987.
[8] Górecki P., Artiemjew P., Drozda P. and Sopyla K., Categorization of Similar Objects using Bag of Visual Words and Support Vector Machines, In: Proceedings of 4th

International Conference on Agents and Artificial Intelligence, ICAART'12, Vilamoura, Algarve, Portugal, pp. 231-236.

[9] Grąbczewski K. and Jankowski N., Saving time and memory in computational intelligence system with machine unification and task spooling, Knowledge-Based Systems, vol. 24, number 5, 2011, pp. 570-588,

[10] Bishop C.M., Neural Networks for Pattern Recognition, Oxford University Press, Inc., New York, NY, 1995

[11] Duda R.O., Hart P.E., Stork D.G., Pattern Classification (2nd Edition), Wiley 2000.

[12] Meir R. and Rätsch G., "An introduction to boosting and leveraging", in Advanced Lectures on Machine Learning, LNAI 2600, edited by S. Mendelson and A. Smola, Springer, 2003, pp. 119-184.

Arkadiusz SZAREK*, Maria ZYCH**
*Zakład Bioinżynierii i Obróbki Plastycznej, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Informatyki Politechnika Częstochowska.
**Koło naukowe Inżynierii Biomedycznej, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Informatyki, Politechnika Częstochowska

PARAMETRY UŻYTKOWE STACJI DIAGNOSTYCZNYCH

1. WSTĘP

Diagnostyka obrazowa jest jedną z nowoczesnych metod używanych we współczesnej medycynie. Rozwój technologiczny, jak i medycyny który w szczególności nastąpił w ostatnich kilkunastu latach umożliwiał prowadzenie dokładnych badań bez interwencji skalpela które jeszcze kilkadziesiąt lat temu był nie do pomyślenia. Różnorodność stacji diagnostycznych pozwala diagnoście na przeprowadzenie badań które jak sama nazwa wskazuje ukazują obrazy badanych części ciała. Są to między innymi: rentgenografia, tomografia komputerowa, angiografia, tomografia magnetyczna rezonansu jądrowego jak i ultrasonografia.

2. WYMAGANIA OGÓLNE STACJI DIAGNOSTYCZNYCH

W cyfrowej radiologii używane są dwa podstawowe rodzaje stanowisk: opisowych, przeglądowych. Obrazy radiologiczne cyfrowe mogą być interpretowane jedynie za pomocą odpowiednio przeznaczonych do tego celu stanowisk opisowych. W stacjach opisowych radiologii klasycznej monitory powinny mieć pola obrazowania dostosowane do prezentacji monochromatycznej, oraz zapewnienie aby krzywa kalibracji nie odbiegała o więcej niż 10 % od krzywej DICOM.

Stanowiska opisowe powinny być wyposażone tylko i wyłącznie w komputery z dedykowaną grafiką, gdzie w stanowisku powinno być 1024 poziomów szarości(10 bitów), w stanowisku poglądowym 256 poziomów szarości (8 bitów). [3]

Ważną kwestią są również warunki pomieszczenia opisowego, gdzie oświetlenie powierzchni roboczej monitora nie powinno przekraczać 15 lux, ściany pomieszczenia opisowego powinny być wykończone ciemną, niepołyskliwą powierzchnią. Osoba która zajmuje stanowisko opisowe lub znajduje się w pomieszczeniu opisowym nie powinna mieć na sobie żadnych elementów odbijających światło.[1]

3. MONITORY STANOWISK OPISOWYCH, PRZEGLĄDOWYCH

Na stanowisku opisowym powinny się znajdować co najmniej dwa monitory monochromatyczne które będą pracować w układzie pionowym oraz spełniające warunki standardu DICOM. Takie dwa monitory muszą stanowić parę oraz posiadać świadectwo parowania wydane przez producenta. [2]

W radiologii ogólnej szczegółowe wymagania jakie powinny posiadać monitory to: rozdzielczość minimalną: 1,92 megapiksela, minimalna liminacja powinna wynosić: 400 cm/m^2, najmniejsza robocza przekątna obrazu lub pola obrazowania: 47,5 cm, częstotliwość

odchylenia pionowego nie powinna być mniejsza: przy monitorach CRT- 70 Hz, przy innych monitorach odpowiednikiem tej częstotliwości jest cyfrowe złącze przesyłania obrazów.

W tomografii i angiografii wymagany jest co najmniej jeden monitor zgodny ze standardem DICOM, gdy mamy do czynienia ze zdjęciami zapisanymi w kolorze to monitor również powinien wyświetlać w kolorze, rozdzielczość nie mniejsza niż 1 megapiksel, przekątna robocza większa lub równa 45 cm, luminacja minimum 200 cd/cm^2, kontrast minimum 250/1.

Rys. 1 Opracowanie własne

Na powyższym zdjęciu są ukazane dwa monitory medyczne posiadające świadectwo parowania oraz jest widoczny jeden z patternów dzięki któremu przeprowadza się kontrole jakości dla monitorów medycznych.

Rys .2 Opracowanie własne

Powyżej ukazana jest rutynowa kontrola jakości monitorów medycznych za pomocą urządzenia Miernik luminancji LXcan (cd/m^2) posiadający anachromatyczną optykę z wbudowaną rurką przeciwrozproszeniową i dodatkową maskownicą umożliwiającą kontakt bezpośredni z ekranem sprawdzanego monitora. Taka kontrola powinna być wykonywana raz na pół roku.

Stanowisko przeglądowe powinno zawierać co najmniej jeden monitor który będzie posiadać możliwość przyłączenia go w tryb DICOM.

Szczegółowe wymagania w radiologii ogólnej to rozdzielczość minimum 1 megapiksela, robocza przekątna nie mniejsza niż 47,5 cm, luminacja minimalna 200 cd/m^2 kontrast większy lub równy 100/1.

Wymagania stosowane w tomografii, angiografi to: minimalna rozdzielczość 1 megapiksel, przekątna robocza ekranu minimum 45 cm, luminacja równą bądź większa niż 100 cd/m^2 , kontrast podobny jak w radiologii ogólnej.

W stomatologii potrzebna nam jest rozdzielczość minimum 0,7 megapiksela, przekątna nie mniejsza niż 37,5 cm, luminacja podobna jak w tomografii, angiografi a kontrast podobny jak w radiologii ogólnej.

4. OPROGRAMOWANIE UŻYTKOWE

W radiologii ogólnej stosuje się wyposażania stanowisk opisowych trzeba pamiętać aby zawarte w nich były możliwość powiększenia minimum 4-krotne, podział pola czynnego na kilka obrazów, wykonanie kalibracji liniowej, wyświetlanie negatywu obrazu, pełen zakres,

szerokość i środek, zmian okna wyświetlania, tablicę zmian odwzorowania poziomów szarości, kalibrację parametrów monitorów w standardzie DICOM.[3]

W przeglądowych stanowiskach dopuszczalne jest przeglądanie obrazów w formacie startowym takich jak JPG.[3]

Oprogramowanie monitorów wykorzystywane w mammografii powinny spełniać ogólne wymagania oraz w szczególności posiadać: zmianę okna wyświetlana, pomiar odległości i gęstości(punktów i ROI), możliwość wyświetlenia negatywu.[3]

Szczegółowe wymagania dotyczące: tomografii, angiografii to: przeglądarka w systemie DICOM posiadająca dodatkową funkcję projekcji sekwencji, oprogramowanie określone we wzorcowych procedurach medycznych które jest dedykowane w zależności od zakresu klinicznego ocenianych obrazów.[3]

5. LITERATURA

[1] Currently Recommended Illuminance Categories & Illuminance Values For Lighting Design—Target Maintined Levels

[2] Carl R. Keener, Ph.D., DABMP, DABR, FFDM In the Field: Physicist's Role In the QC of Third-Part Review Work Stations. July 2009

[3] Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 18 lutego 2011 r. w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznych

OPERATIONAL PARAMETERS OF DIAGNOSTIC STATIONS

Radosław WARTACZ, **Arkadiusz SZAREK**, Zakład Bioinżynierii i Obróbki Plastycznej, Politechnika Częstochowska, Częstochowa

ALTERNATYWNE ROZWIĄZANIA BARIER INFRASTRUKTURALNYCH W OBIEKTACH UŻYTECZNOŚCI PUBLICZNEJ

Streszczenie. Przedmiotem referatu jest zaproponowanie alternatywnych rozwiązań, które mają na celu zniwelowanie barier infrastrukturalnych w budynkach użyteczności publicznej. Praca bazuje na zasadach uniwersalnego projektowania, dzięki któremu wszystkie obiekty stają się funkcjonalne również dla osób niepełnosprawnych lub tymczasowo unieruchomionych. Badania terenowe pozwoliły na zapoznanie się z najczęstszymi błędami architektonicznymi budynków użyteczności publicznej. Na dokumentacji fotograficznej przedstawione zostały przykładowe rozwiązania, dzięki którym funkcjonalność obiektów zostałaby poprawiona.

1. WSTĘP

Przedmiotem referatu jest zaproponowanie alternatywnych rozwiązań, które mają na celu zniwelowanie barier infrastrukturalnych w budynkach publicznych na terenie powiatu Częstochowy. Obiekty poddane analizie (głównie urzędy administracyjne) nie były projektowane z myślą o wszystkich użytkownikach, którzy będą z nich korzystać.

Obiekty użyteczności publicznej, jak nazwa wskazuje to ogólnodostępne budynki, których przeznaczeniem jest wykonywanie funkcji: administracyjnych, wymiaru sprawiedliwości, kultury, kultu religijnego, oświaty, nauki, służby zdrowia, opieki społecznej i socjalnej, obsługi bankowej, handlu, gastronomii, usług, turystyki, sportu, obsługi pasażerów transportu kolejowego, drogowego, lotniczego i wodnego, poczty i telekomunikacji oraz obiekty charakteryzujące się podobnym przeznaczeniem [11]. Widoczna niedoskonałość budynków w sferze architektoniczno-urbanistycznej, uniemożliwia jednakowe korzystanie wszystkim osobom z dóbr, jakie oferują wyżej wymienione obiekty. Osoby niepełnosprawne, ale także ludzie z czasową niepełnosprawnością, takie jak: osoby po urazach lub losowych wypadkach, które okresowo poruszają się przy użyciu kul lub wózka inwalidzkiego, rodzice z dziećmi w wózkach oraz osoby starsze napotykają na bariery infrastrukturalne przy korzystaniu z obiektów publicznych, czasami nawet już samo wejście do nich stanowi przeszkodę nie do pokonania.

2. BARIERY INFRASTRUKTURY

Do najczęściej spotykanych barier należy zaliczyć brak miejsc parkingowych i chodników w bezpośrednim sąsiedztwie z budynkami, wysokie krawężniki czy złe oznakowanie obiektu. Następnie komunikacja między różnymi poziomami ukształtowanego terenu, bądź kondygnacjami obiektu możliwa jest wyłącznie dzięki schodom, które nie spełniają swojej funkcji z myślą o wszystkich jej użytkownikach. W budynkach należy uwzględnić małą powierzchnię potrzebną do przemieszczania się po obiekcie powodującą brak możliwości

manewru, a także wąską oścież oraz wystające progi w drzwiach powodujące kłopoty w wejściu do pomieszczeń. Do najgorszych przypadków zaliczyć można: całkowitą niedostępność, brak wind uniemożliwiający komunikację pionową, niedostosowane WC dla potrzeb osób niepełnosprawnych oraz brak oznakowania i informacji [7].

Problem ten zawsze istniał, lecz dopiero w drugiej połowie XX wieku zauważono, z jakimi barierami w codziennej egzystencji borykają się osoby z dysfunkcjami i do czego one prowadzą. Dane GUS z 2004 roku podają, że w Polsce żyje 6,2 miliona osób niepełnosprawnych, co stanowi aż 14% ludności kraju. Oznacza to, że problem niepełnosprawności dotyczy wcale nie małej grupy społeczeństwa, gdy doda się jeszcze do tego osoby o czasowych dysfunkcjach okaże się, że jest to naprawdę duży odsetek społeczeństwa [7].

Oczywiście, funkcjonowały już wcześniej zapisy normujące sytuację osób niepełnosprawnych zawarte chociażby w konstytucji RP oraz aktach prawnych [13]. Chronią one osoby niepełnosprawne przed wynaturzeniem społecznym. Mianowicie każdy obywatel ma prawo do korzystania z dóbr i usług umożliwiających pełne uczestnictwo w życiu społecznym. Dlatego też nie sposób nie wspomnieć o projektowaniu uniwersalnym, które pod względem architektoniczno-urbanistycznym pomaga pod względem fizycznym usprawniać udział osób niepełnosprawnych w żuciu publicznym.

3.PROJEKTOWANIE UNIWERSALNE

Pojęcie uniwersalnego projektowania miało ścisły związek z zabieganiem osób niepełnosprawnych o uwzględnienie ich potrzeb w planowaniu życia społecznego. Pierwotnie zjawisko to zaczęło się rozpowszechniać na terenie Stanów Zjednoczonych i tam w 1963 roku pojawiła się książka Selwyna Goldsmitha pod tytułem *Designing for the disabled: The new paradigm*. Michale Bednar, amerykański architekt, jako pierwszy podkreślił, że usunięcie przeszkód natury środowiskowej w dużym stopniu zwiększa kompetencje funkcjonalne każdego użytkownika, co więcej zasugerował konieczność przeformułowania pojęcia dostępności w kierunku większej uniwersalności dostępu [8].

Innymi słowy projektowanie uniwersalne, nazywane jest projektowaniem dla wszystkich (*design for all*), albo projektowaniem w cyklu życia (*lifespan design*). Dopiero w 1997 roku opracowano siedem najważniejszych reguł projektowania dla wszystkich. Należą do nich: równe szanse dla wszystkich (*equitable use*); elastyczność w użyciu (*flexibility in use*); prostota i intuicyjność w użyciu (*simple, intuitive use*); postrzegalność informacji (*perceptible information*); tolerancja błędu (*tolerance for error*); niewielki wysiłek fizyczny podczas użycia (*low physical effort*); rozmiar i przestrzeń wystarczające do użycia (*size and space for approach and use*) [8].

Wraz z wprowadzaniem w użycie metod projektowania uniwersalnego oraz zgodnie z wymogami obowiązującego prawa można zauważyć pewne zmiany w budowaniu nowych obiektów oraz przebudowywaniu i modernizacji już istniejących. Aby sprawdzić, w jaki sposób radzą sobie z barierami infrastruktury obiekty użyteczności publicznej na terenie powiatu Częstochowy, dokonano oględzin, na podstawie których można wyciągnąć wnioski.

4.ANALIZA INFRASTRUKTURY BUDYNKÓW PUBLICZNYCH

Przede wszystkim należy zauważyć, że wszystkie z analizowanych obiektów zostały zbudowane w latach 50-tych zeszłego wieku. Oznacza to, że nie mogły być one zaprojektowane z myślą o potrzebach wszystkich osób, w tym osób niepełnosprawnych, tylko i wyłącznie dzięki późniejszym modernizacjom mogły wyjść one naprzeciw potrzebom ww. osób i starać się ułatwić dostępność. Jak się jednak okazuje, nie wszystkie obiekty sprostały temu zadaniu.

4.1. Przykładowe budynki dostosowane do potrzeb osób niepełnosprawnych fizycznie

Główny budynek Urzędu Miasta wraz z siedzibą prezydenta miasta mieści się przy ul. Śląskiej 11/13. Przed głównym wejściem zlokalizowane są dobrze oznaczone miejsca parkingowe dla osób niepełnosprawnych. Wejście do budynku umieszczone jest na poziomie chodnika, dlatego nie ma potrzeby korzystania ze schodów, natomiast tuż za przedsionkiem zlokalizowana jest winda prowadząca na wszystkie kondygnacje;

Budynek Urzędu Gminy Mstów znajduje się przy ul. 16 Stycznia 14 w Mstowie. W pobliżu obiektu usytuowane zostały miejsca parkingowe dla osób niepełnosprawnych. Do wejścia prowadzą schody, ale zastosowano tu równię pochyłą. W tym samym budynku znajduje się także przychodnia, która posiada osobne wejście po schodach, jednak tym razem skorzystano z windy pomocniczej dla osób z dysfunkcją ruchu.

4.2. Przykładowe budynki częściowo zaadoptowane dla potrzeb osób niepełnosprawnych

W przypadku Powiatowego Urządu Pracy znajdującego się na ul. Szymanowskiego 15, przed obiektem wyznaczono miejsca parkingowe dla osób niepełnosprawnych, jednak wejście do budynku jest zdecydowanie utrudnione. Przed wejściem głównym umieszczono dwa stopnie, natomiast z przedsionka na następną kondygnację prowadzą kolejne schody. Funkcjonuje jeszcze drugie wejście, które posiada równię pochyłą, niestety jest ono zamknięte. Wewnątrz budynku znajduje się winda, lecz nie jest zaadoptowana na ostatniej kondygnacji.

Starostwo Powiatowe umiejscowione przy ul. Jana III Sobieskiego 9 posiada miejsca parkingowe dla osób niepełnosprawnych, a przy wejściu, do którego prowadzą schody została zaadoptowana równia pochyła. Niestety wnętrze obiektu nie jest przystosowane dla osób niepełnosprawnych, nie posiada żadnej windy. Jednak zastosowano alternatywę, która rozwiązuje problem. Jest nią punkt zwany „Obsługą Osób Niepełnosprawnych" zlokalizowany przy portierni. Do tego pomieszczenia osoba niepełnosprawna może dotrzeć bez większych przeszkód i może tutaj załatwić swoje sprawy przy pomocy kompetentna.

4.3. Przykładowe budynki niedostosowane do potrzeb osób niepełnosprawnych

Siedziba Wydziału Kultury Promocji i Sportu, wraz z Urzędem Stanu Cywilnego mieszczące się przy ul. Focha 19/21 posiada tylko miejsce parkingowe dla osób niepełnosprawnych, natomiast nie umożliwia wejścia do wewnątrz. Budynek dysponuje trzema wejściami dookoła, lecz żadne z nich nie jest zaadoptowane dla osób niepełnosprawnych, ponieważ do każdego z nich prowadzą długie schody.

Przy budynku Urzędu Gminy Mykanów umiejscowionego przy ul. Samorządowej 1 w Mykanowie znajduje się parking dla osób niepełnosprawnych. Budynek składa się z dwóch części − A i B. Część A posiada dwie równie pochyłe, jedna z nich należy do ośrodka zdrowia, ale jest źle wykonana. Natomiast druga prowadzi do wejścia, które jest zamknięte w czasie urzędowania gminy. Z kolei dostęp do budynku części B jest uniemożliwiony ze względu na schody.

Urząd Gminy Rędziny mieszczący się przy ul. Wolności 87 w Rędzinach, jako jedyny ze wszystkich obiektów poddanych obserwacji nie posiada nawet jednego miejsca parkingowego dla osób niepełnosprawnych. Do wejścia prowadzą schody, wewnątrz brakuje windy, a schody na następną kondygnację są tak wąskie, że dwie osoby mają problemy z wyminięciem się na przejściu. Jedynym elementem służącym osobom niepełnosprawnym jest dzwonek umieszczony na przedniej elewacji, lecz jest słabo oznakowany i służy wyłącznie poczcie znajdującej się w tym budynku.

Wykonane badanie obrazuje, że obiekty znajdujące się na terenie miasta są lepiej przygotowane pod względem dostępności dla osób niepełnosprawnych. Oczywiście nie wszystkie obiekty spełniają oczekiwania i wymagają jeszcze dodatkowej modyfikacji, jednak częściowo można zaobserwować poprawę w kwestii zmniejszania barier infrastruktury. Natomiast urzędy w gminach nie zawsze zastosowały wystarczające rozwiązania architektoniczne, choć i tutaj widoczne są już postępy.

5.ALTERNATYWNE ROZWIĄZANIA BARIER INFRASTRUKTURALNYCH

Poniżej przedstawione zostaną alternatywne rozwiązania barier infrastrukturalnych w powyżej wymienionych obiektach, które nie spełniają potrzeb osób niepełnosprawnych:

W budynku, w którym znajduje się Wydział Kultury Promocji i Sportu oraz Urząd Stanu Cywilnego konieczne jest zastosowanie alternatywnego rozwiązania dla schodów prowadzących do każdego z wejść. Najlepszą propozycją w tym przypadku byłoby zamontowanie platformy schodowej. To rozwiązanie nie wprowadza dużych modyfikacji i nie zmienia znacząco wyglądu obiektu. Z lewej strony szerokich schodów głównego wejścia jest wystarczająco dużo miejsca na zastosowanie tego rozwiązania. Dzięki prowadnicom, na których jest umieszczona platforma schodowa osoba poruszająca się na wózku inwalidzkim może dostać się na następną kondygnację. Cena z montażem oscyluje w granicach 65 000 zł. Innym możliwym rozwiązaniem byłoby zastosowanie windy zewnętrznej, jednak jest to mniej opłacalne ze względu na konieczność wykonania zbyt wielu prac modyfikacyjnych.

Rys.1. Budynek Kultury Promocji i Sportu oraz Urzędu Stanu Cywilnego oraz rozwiązanie bariery.

W obiekcie Urzędu Gminy Mykanów przede wszystkim należałoby przebudować równię pochyłą budynku A, która ma zbyt duży kąt nachylenia, nie posiada spoczników, oraz materiał, z którego wykonano podłoże powoduje, że jest zbyt śliskie, a na jej końcu znajduje się próg. Powyższe aspekty uniemożliwiają osobom poruszającym się na wózkach inwalidzkich korzystanie z tej pochylni w samodzielny i bezpieczny sposób. Następnie konieczne byłoby uruchomienie wejścia, do którego prowadzi druga, tym razem prawidłowo wykonana pochylnia, aby umożliwić osobom niepełnosprawnym wejście do obiektu A. W przypadku budynku B najlepiej również zastosować pochylnię. Pozwala na to wystarczająca ilość miejsca przed wejściem oraz mała różnica wysokości, dzięki czemu zamontowana równia pochyła nie zajmie zbyt dużo miejsca. Dodatkowym atutem jest nieduży nakład pieniężny (12 000-16 000 zł) i prostota w wykonaniu. Zaproponowana na drugim rysunku platforma pionowa spania założone cele, umożliwiając dostęp do budynku osobom niepełnosprawnym. Niestety koszt tej platformy jest rzędu 55 000 zł, dlatego ze względów ekonomicznych należałoby wybrać pierwsze rozwiązanie.

Rys.2.Budynek Urzędu Gminy Mykanów oraz rozwiązanie bariery

Największe udogodnienia powinny być wprowadzone w budynku Urzędu Gminy Rędziny, ponieważ nie jest on w ogóle przystosowany dla osób z dysfunkcjami ruchowymi. Ze względu na to, że budynek posiada piętro, na którym znajduje się m.in. gabinet urzędującego wójta, kasa najlepiej zastosować windę zewnętrzną. Niemożliwe jest zamontowanie windy wewnątrz budynku (nie pozwala na to mała przestronność obiektu oraz brak miejsca na szyb windy), więc najlepszą alternatywą jest winda zewnętrzna, dzięki której możliwy jest bezpośredni dostęp do pomieszczeń znajdujących się zarówno na parterze, jak i na pierwszym piętrze. Jest to najlepsze rozwiązanie dla tego typu obiektów, ponieważ inne rozwiązania należałoby łączyć ze sobą (np. pochylnię i punkt obsługi osób niepełnosprawnych zlokalizowany na parterze), aby obiekt był w pełni funkcjonalny. Koszt takiego rozwiązania uzależniony jest od producenta, rodzaju windy, lecz szacuje się na 60 000 zł.

Rys.3.Budynek Urzędu Gminy Rędziny wraz z rozwiązaniem bariery

Przeprowadzone badania pozwoliły zobrazować sytuację infrastrukturalną w wybranych obiektach administracyjnych. Pozwoliły one dostrzec błędy w projektowaniu i poddać analizie bariery architektoniczne uniemożliwiające dostęp do obiektów osobom z dysfunkcjami ruchowymi. Najczęściej występującą barierą jest już samo wejście do budynku, do którego często prowadzą schody, nie posiadające dodatkowej alternatywy w postaci pochylni. Kolejnym problemem są schody wewnątrz budynków będące jedynym możliwym połączeniem między kondygnacjami. Dlatego zaproponowane rozwiązania koncentrują się na zastosowaniu platform zewnętrznych lub wewnętrznych, dźwigów zewnętrznych. W przypadku małej różnicy wysokości przy wejściu do budynków zaproponowano dobudowanie równi pochyłej.

Analiza przeprowadzona na wybranych obiektach utwierdza w przekonaniu, że w budynkach projektowanych w drugiej połowie XX wieku nie zostały uwzględnione potrzeby osób niepełnosprawnych. Taki stan rzeczy wpływa nie tylko na fizyczne wyeliminowanie osób niepełnosprawnych i uniemożliwienie im udziału w życiu społecznym, ale także zwiększa ich poczucie wyalienowania.

Współcześnie dzięki uniwersalnemu projektowaniu można polepszyć użyteczność istniejących obiektów, wprowadzając udogodnienia niwelujące bariery infrastrukturalne. Natomiast w przypadku projektowania nowych budynków zwraca się uwagę na dostosowanie dostępności obiektu dla wszystkich osób, w tym niepełnosprawnych.

LITERATURA

[1] Błaszak M., Przybylski Ł.: Rzeczy są dla ludzi. Niepełnosprawność i idea uniwersalnego projektowania. Warszawa: Wydawnictwo Naukowe Scholar, 2010.
[2] Budny J.: Dostosowanie budynków użyteczności publicznej – teoria i narzędzia. Warszawa: Stowarzyszenie Przyjaciół Integracji, 2006.
[3] Budny J.: Jak dostosować budynek. Wa-wa: Stowarzyszenie Przyjaciół Integracji 2004.
[4] Diagnoza potrzeb i modele pomocy dla osób z ograniczeniami sprawności, red. Brzezińska A., Kaczan R., Smoczyńska K. Warszawa: W. N. Scholar, 2010.
[5] Jakość życia osób niepełnosprawnych i nieprzystosowanych społecznie, red. Palak Z. Lublin: Wydawnictwo Marii Curie-Skłodowskiej, 2006.
[6] Jasiak A., Swereda D.: Ergonomia osób niepełnosprawnych. Poznań: Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, 2009.
[7] Kowalski K.: Projektowanie bez barier – wytyczne. Wa-wa: Stowarzyszenie Przyjaciół Integracji, 2004
[8] Kuryłowicz E.: Projektowanie uniwersalne: udostępnianie otoczenia osobom niepełnosprawnym. Warszawa: Centrum Badawczo-Rozwojowe Rehabilitacji Osób Niepełnosprawnych, 1996.
[9] Meyer-Bohe W.: Budownictwo dla osób starszych i niepełnosprawnych. Warszawa: Arkady, 1998.
[10] Potrzeby osób niepełnosprawnych w warunkach globalnych przemian społeczno-gospodarczych T. 1, red. nauk. Ochonczenko H. i Nowicka A. Kraków: Oficyna Wydawnicza „Impuls", 2006.
[11] Rozporządzenie Ministra Infrastruktury z dnia 12 kwietnia 2002r. w sprawie warunków technicznych, jakim powinny odpowiadać budynki i ich usytuowanie (Dz. U. Nr 75, poz. 690 z 2002 r. z późn. zm.).
[12] Ustawa Prawo budowlane z dnia 7 lipca 1994 r.
[13] http://www.gunb.gov.pl

ALTERNATIVE SOLUTIONS INFRASTRUCTURE BARRIERS IN PUBLIC BUILDINGS

Tomasz WATRAS, Koło Biomechatroniki przy Katedrze Biomechatroniki
Bożena GZIK-ZROSKA, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

BADANIA NUMERYCZNE STANU NAPRĘŻEŃ PRAWIDŁOWEJ KLATKI PIERSIOWEJ

Streszczenie.Celem pracy było przeprowadzenie badań numerycznych stanu naprężeń i odkształceń prawidłowej klatki piersiowej podczas zabiegu resuscytacji w programie ANSYS Workbench. W ramach pracy, sformułowano model 3D klatki piersiowej w programie Mimics a następnie w programie ANSYS dokonano symulacji i analizy stanu naprężeń podczas prawidłowego zabiegu resuscytacji oraz powodującego uszkodzenie żeber.

1. WSTĘP

Nagłe zatrzymanie krążenia (NKZ) jest główną przyczyną śmierci w Europie i rozpoznaję się u 350-700 tys. osób w skali roku. W przypadku NKZ pacjent poddawanyjest zabiegowi resuscytacji krążeniowo-oddechowej (RKO). Jest to zbiór czynności mających na celu ratowanie życia. Przywrócenie krążenia krwi odbywa się poprzez uciski klatki piersiowej oraz sztuczną wentylację w proporcji 30:2. Źle zlokalizowana lub zbytnio duża siła nacisku może spowodować złamanie żeber, co w konsekwencji może doprowadzić do uszkodzenia narządów wewnętrznych [3].

Według danychz 2010 r. nie ma bezpośrednich dowodów świadczących o tym, iż głębokość ucisku klatki piersiowej jest związana z możliwością wystąpienia obrażeń w obrębie kośćca oraz organów wewnętrznych. Przyjmuje się że dla dobrze zbudowanego mężczyzny głębokość ucisków nie powinna przekraczać 6 cm. Uciskanie klatki piersiowej powoduje przepływ krwi przez serce, poprzez zwiększenie ciśnienia w klatce piersiowej oraz uciski serca. Prawidłowo wykonane uciskanie klatki piersiowej generuje szczytowe skurczowe ciśnienie tętnicze ok. 60-80 mm Hg [3, 7].

W literaturze można spotkać się z wynikami badania prowadzonymi nad skutecznością RKO na otwartym sercu, jak również skutecznością zastosowań urządzeń typu ResQPump® (Advanced Circulstory Systems, INC) oraz AutoPulse (ZOLL Medical Corp.) [1, 7, 8, 11, 12].

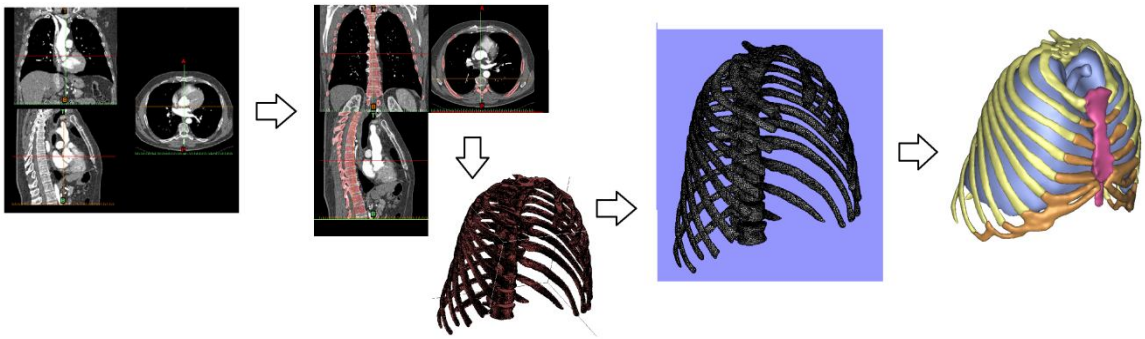
Określenie prawidłowej siły nacisku na klatkę piersiową jest kluczowe podczas projektowania urządzeń wspomagających RKO. W pracy podjęto próbę określenia zakresu sił powodujących wymagane ugięcie klatki piersiowej podczas zabiegu sztucznej wentylacji.Do tego celu wykorzystano oprogramowanie ANSYS, którewykorzystuje metodę elementów skończonych (FEM) [2, 10].

2. OPRACOWANIE MODELU PRAWIDŁOWEJ KLATKI PIERSIOWEJ

Budowę modelu prawidłowej klatki piersiowej rozpoczęto od opracowania geometrii 3D na podstawie zdjęć tomografii komputerowej 50-letniego mężczyzny w programie Mimics.

Budowa modelu klatki piersiowej w programie Mimics odbywa się w trzech etapach (rys. 1):

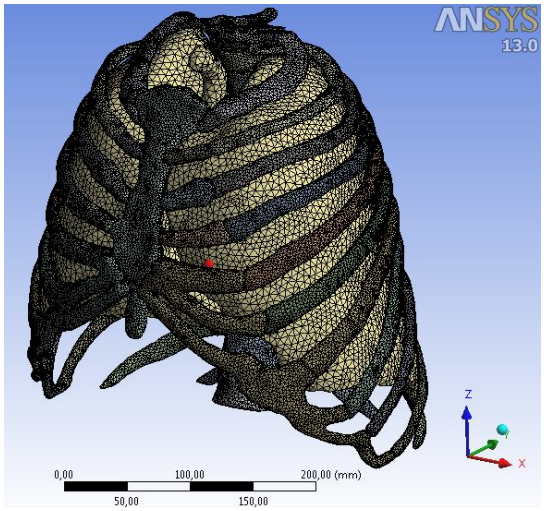
- Automatycznego importu danych z CT oraz nadanie podstawowych parametrów orientacji.
- Segmentacji maski na poszczególnych warstwach, a następnie edycja w 3D.
- Dyskretyzacja modelu otrzymanego na podstawie maski.



Rys. 1. Etapy powstawania modelu

Model składa się z żeber kostnych, chrzęstnych, mostka, kręgów, krążków miedzykręgowych oraz płuc.

W kolejnym etapie modelowania poszczególnych elementów klatki piersiowej wygenerowane w programie Mimics zostały wyeksportowane do programu ANSYS Multiphysics gdzie poddano je procesowi dyskretyzacji 10-cio węzłowymi elementami skończonymi typu SOLID187 (rys. 2).



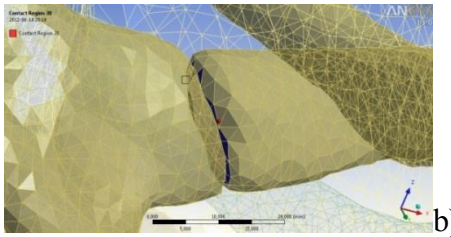
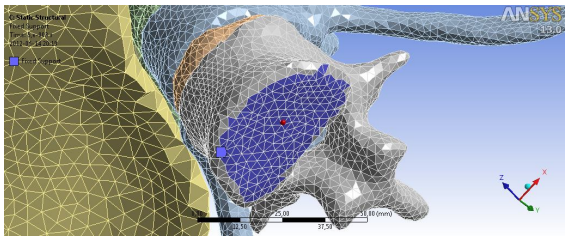
Rys. 2. Model prawidłowej klatki piersiowej w programie ANSYS Workbench

Poszczególnym elementom klatki piersiowej przypisano własności materiałowe przedstawione w tabeli 1.

Tabela 1 Własności materiałowe [6, 9]

Elementy	Moduł Younga [MPa]	Współczynnik Poissona
Dyski międzykręgowe	**110**	**0,4**
Żebra chrzęstne	**24,5**	**0,3**
Żebra	**5000**	**0,3**
Mostek	**11500**	**0,3**
Płuca	**0,029**	**0,49**

Kontakty pomiędzy poszczególnymi częściami modelu zadano typu Bonded. (rys. 3 a). Model klatki piersiowej utwierdzono na trzonie kręgu Th2 oraz kręgu L1 (rys. 3 b).

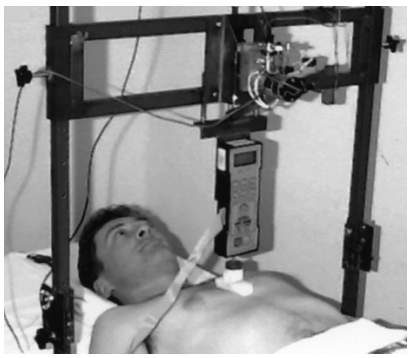
a)  b) 

Rys. 3. a) Kontakt elementów typu Bonded, b) jedno z miejsc utwierdzenia modelu

Wg wytycznych dotyczących resuscytacji krążeniowo-oddechowej miejsce przeprowadzania ucisków znajduje się w odległości 3-4 cm od połączenia mostka z łukiem żebrowym. Głębokość ucisków powinna wynosić 50 mm. Podczas symulacji przebadano prawidłowe przemieszczenie klatki piersiowej oraz przemieszczenia mogące spowodować uszkodzenie klatki piersiowej. Wynikiem symulacji są mapy przemieszczeń, odkształceń oraz naprężeń elementów klatki piersiowej [7].

3. WERYFIKACJA MODELU KLATKI PIERSIOWEJ

Weryfikację modelu przeprowadzono w oparciu wyniki badań doświadczalnych przeprowadzonych przez Edmonstona[5].



Rys. 4. Stanowisko pomiarowe w badaniach doświadczalnych Edmonstona [5]

Edmonston poddał badaniom 8 mężczyzn i 12 kobiet o średniej wieku 28,6 lat. Podczas badań obciążano mostek klatki piersiowej w pozycji leżącej za pomocą nieodkształcalnej płytki o wymiarach 16 mm x 75 mm. Obciążnik wysuwany był z prędkością 0,58 mm/s przez czas 10 s. Maksymalna wielkość obciążenia wynosiła 100 N, przy czym 20 N zakładano jako obciążenie wstępne w celu ugięcia tkanek miękkich. Podczas badań mierzona była sztywność klatki piersiowej. Średnia sztywność uzyskana podczas przeprowadzonych prób wyniosła 7,6 N/mm. Badania numeryczne przeprowadzono w oparciu o schemat badań doświadczalnych,

przyjmując takie same warunki brzegowe. Różnica wartości sztywności klatki piersiowej w badanym obszarze nie przekroczyła 5,3% [5].

4. ANALIZA NUMERYCZNA

Wymagana głębokość ugięcia klatki piersiowej podczas reanimacji krążeniowo oddechowejwynosi 5 cm. W celu określenia stanu naprężeń podczas RKO w pracy przeprowadzono obliczenia numeryczne zakładając wymagane przemieszczenie na mostku. W celu określenia warunków obciążenia podczas których może dojść do uszkodzenia elementów klatki piersiowej przeprowadzono dodatkowe analizy zadając przemieszczenia o wielkości 6, 7 oraz 8 cm.

Uzyskane wyniki obliczeń numerycznych umożliwiły analizę naprężeń i odkształceń powstałych w klatce piersiowej podczas przeprowadzanego prawidłowo oraz nieprawidłowo zabiegu RKO. Stanowiły one podstawę do określenia miejsc, w których mogą powstać nieoczekiwane urazy.

Przez lata powstało wiele teorii opisujących wytrzymałość kości, ale wraz z rozwojem technik komputerowych powstały teorie opierające się na metodach numerycznych z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Jedna z takich teorii jest teoria prof. Nackenhorsta [6], w oparciu o którą dokonano analizy otrzymanych wyników numerycznych.

Metoda ta jest stosowana w połączeniu z metodą elementów skończonych, a opiera się na rozkładzie maksymalnych odkształceń głównych. Według niej dla wartości odkształcenia głównego $\varepsilon 1$ mniejszej od 0,004 (wartości fizjologiczne) mają miejsce naturalne warunki obciążenia, dla których występuje stan równowagi kości. Natomiast, gdy $\varepsilon 1$ przekracza wartości fizjologiczne ($\varepsilon 1$ w przedziale od 0,004 do 0,006) następuje formacja kości ze względu na dodatkowe obciążenia stymulujące kość do poprawy własności mechanicznych. Natomiast dla wartości odkształceń z zakresu od 0,006 do 0,014 występuje stan przeciążenia kości, który może doprowadzić do jej uszkodzenia, a powyżej tej wartość kość ulega zniszczeniu[6].

5.1. Analiza stanu naprężeń podczas prawidłowej RKO

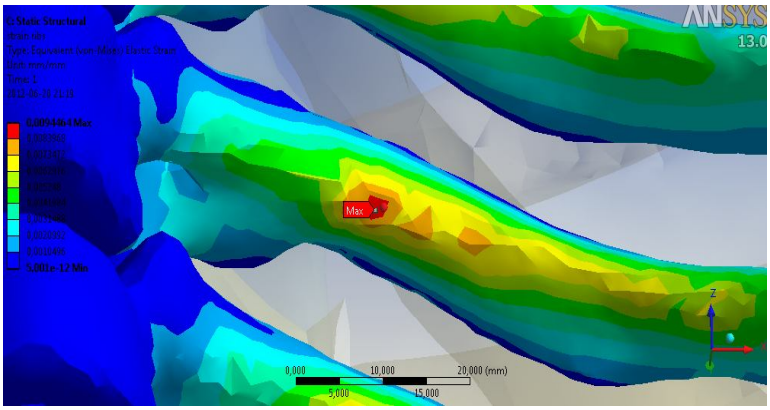
Dla przemieszczenia 50 mm wartość maksymalnego odkształcenia wynosiła 0,0095. Wartość ta zawiera się w przedziale powodującym stan przeciążenia jednakże jeszcze nie dochodzi do zniszczenia kośćca. Siła potrzebna do uzyskania przemieszczenia wyniosła 520 N co odpowiada uciskowi ok. 53 kg. Największe naprężenie wystąpiły na wewnętrznej stronie żeber, w miejscu w którym kończy się staw żebrowo-poprzeczny (rys. 5 a) i wynosi 47,2 MPa (rys. 5 b).

Dzieje się tak ponieważ wyrostek poprzeczny kręgu piersiowego w stawie żebrowo-poprzecznym powoduje zginanie żebra.

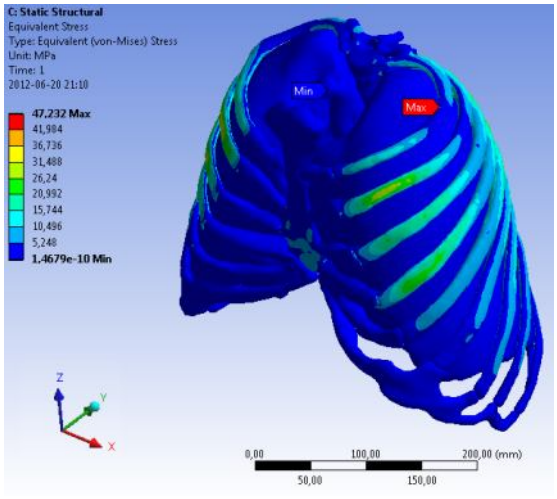
5.2. Analiza stanu naprężeń podczas nieprawidłowej RKO

Uzyskane wyniki pozwalają określić siłę oraz głębokość ugięcia klatki piersiowej podczas zabiegu RKO, które nie doprowadzają do uszkodzenia kośćca i są bespieczne dla pacjenta. Maksymalne odkształcenie wynosi 0,015 i występuje przy 8 cm przemieszczenia klatki piersiowej. Wg teorii prof. Nackenhosta żebra w miejscu największego odkształcenia zostaną zniszczone. Maksymalne naprężenie w tym miejscu wynosi 75,6 [MPa] (Rys. 6).

a)

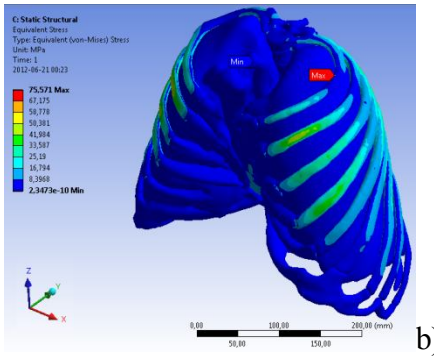


b)

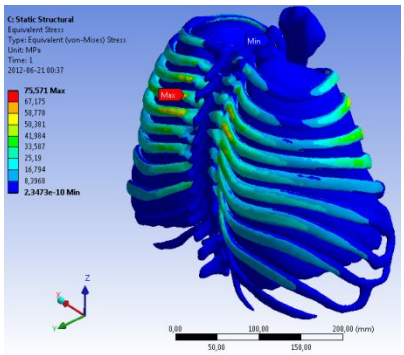


Rys. 5.: a) Miejsce koncentracji naprężeń i odkształceń, b) naprężenia na żebrach

a)



b)



Rys. 6. Mapy naprężeń przy 80 mm odkształcenia: a) widok z przody, b) widok z tyłu

5. WNIOSKI

Połączenie programu Mimics oraz oprogramowania ANSYS pozwala na przeprowadzenia różnego rodzaju symulacji numerycznych dających istotne informacje dla świata medycznego. Przykładem zastosowania jest prezentowana analiza stanu naprężeń, odkształceń podczas zabiegu reanimacji krążeniowo oddechowej. Obliczenia przeprowadzono dla prawidłowej głębokość ugięcia klatki piersiowej równej 5 cm oraz dokonano oceny mogących wystąpić uszkodzeń elementów klatki piersiowej podczas ugięcia równego 8 cm. Maksymalna wartość odkształcenia wystąpiła po wewnętrznej stronie żeber, w miejscu w którym kończy się staw żebrowo-poprzeczny i wyniosła 0,015. Zgodnie z teorią prof. Nackenhosta podczas takiego odkształcenia prawdopodobnie doszło by do uszkodzenia kości.

LITERATURA

[1] Alzaga-Fernandez A. G., Varon J.: Open-chest cardiopulmonary resuscitation: past, present and future. "*Resuscitation"*, 2005. 64(2), s. 149-156.
[2] Awrejcewicz J., Łuczak B.: Numerical model of the human rib. "Proceedings of the International Conference Biomechanics" 2003, s. 21-26.
[3] Barancewicz P., Dutka P., Piankowski A., Skaja D., Skowroński R.,Suchorzewska J.:Pierwsza pomoc i reanimacja krążeniowo-oddechowa.Akademia Medyczna w Gdańsku, Gdańsk 2005.
[4] Cavanaugh J.: The biomechanics of thoracic trauma in accidental injury. "*Biomechanics and Prevention",* 1993. s. 362-390.
[5] Edmondston S. J., Allison G. T., Althorpe B. M., McCanell D.R., Samuel K.K.: Comparison of ribcage and posteroanterion thoracic spine stiffnes an investigation of the normal respons. "*Manual Terapy"*, 1999. 4(3), s. 157-162.
[6] Gzik-ZroskaB.: Analiza stanu naprężenia lejkowatej klatki piersiowej w przypadku zastosowania płytki stabilizującej.Politechnika Śląska, 2007.
[7] Koster R.W., Baubin M.A., Bossaert L.L., Caballero A., Cassan P., Castrén M., Granja C., Handley A.J., Monsieurs K.G., Perkins G.D., Raffay V., Sandroni C.: Podstawowe zabiegi resuscytacyjne u osób dorosłych oraz zastosowanie automatycznych defibrylatorów zewnętrznych. W: Wytyczne resuscytacji 2010. Polska Rada Resuscytacji, Kraków, 2010, s. 73-94.
[8] Paiva E. F., Kern K. B., Hilwig R. W., Scalabrini A., Ewy G. A.: Minimally invasive direct cardiac massage versus closed-chest cardiopulmonary resuscitation in a porcine model of prolonged ventricular fibrillation cardiac arrest. "*Resuscitation"*, 2000. 47(3), s. 287-299.
[9] Saraf H., Ramesh K. T., Lennon A. M., Merkle A. C., Roberts J. C.: Mechanical properties of soft human tissues under dynamic loading. "*Journal of Biomechanics"*, 2007. 40(9), s. 1960-1967.
[10] Udriste M.A., Nagy I.: New solutions regarding the cardiopulmonary resuscitation technique. "*Journal of Experimental & Medical Surgical Research"*, 2006. 2007(1), s. 29-35.
[11] http://www.advancedcirculatory.com/cardio_pump-information.htm /03.05.2012.
[12] http://www.zoll.com/medical-products/cardiac-support-pump/autopulse /04.05.2012.

NUMERICAL STUDY OF STRESS OF REGULAR CHEST

WĘGRZYNKIEWICZ Sylwia, HAJDUGA Maciej, SOŁEK Dariusz, JĘDRZEJCZYK Dariusz: Wydział Budowy Maszyn i Informatyki, Akademia Techniczno- Humanistyczna, Bielsko- Biała

WPŁYW TOPOGRAFII POWŁOK CYNKOWYCH NA STOPIEŃ ADHEZJI FLORY BAKTERYJNEJ TYPOWEJ DLA ŚRODOWISKA SZPITALNEGO

Autorzy badali wpływ topografii powłok cynkowych na stopień adhezji flory bakteryjnej. Do testów wytypowano śrubę kółka jezdnego łóżka szpitalnego. Zidentyfikowano florę bakteryjną zasiedlającą skorodowany obiekt. Oceniono adhezję wybranych szczepów bakterii na powierzchniach z powłoką Zn ogniową i galwaniczną oraz sprawdzono właściwości bakteriobójcze. Na skorodowanych elementach konstrukcyjnych zidentyfikowano - S. aureus. Oceniono, że na stopień adhezji wpływa skład chemiczny podłoża (obecność tlenku cynku efektywniej hamuje adhezję niż pasywowana jonami Cr3+ powłoka Zn galwaniczna).

1. WSTĘP.

W każdym szpitalu obowiązują zasady, których celem jest utrzymanie właściwego stanu sanitarno – epidemiologicznego i sanitarnego. Procedury nakazują usuwanie wszelkich substancji umożliwiających rozwój bakterii (np. ropa, mocz, kał, krew, kurz i inne) ze sprzętu i otoczenia chorego celem wyeliminowania źródeł zakażeń szpitalnych [1-3]. Czynniki takie jak drobnoustroje szpitalne, drogi przenoszenia zakażeń i obniżona odporność immunologiczna chorego odrębnie nie wpływają na wzrost ryzyka zakażenia. Natomiast we wzajemnej korelacji są bardzo niebezpieczne. Groźna dla pacjentów może stać się normalna flora bakteryjna, która u ludzi zdrowych nie wywołuje infekcji [1,4].

Chory jest narażony na niebezpieczeństwo zakażenia tak długo jak długo flora bakteryjna pozostaje na powierzchni sprzętu szpitalnego, diagnostycznego bądź rehabilitacyjnego.

Nie wszystkie placówki posiadają wysoki standard dezynfekcji sprzętu. Ręcznie myte są powierzchnie tylko widoczne. Pozostałe części tj. przeguby, kółka jezdne, sprężyny z uwagi na trudny dostęp są czyszczone sporadycznie lub w ogóle. Części te są nośnikiem i kumulacją wszelkiego rodzaju związków chemicznych i drobnoustrojów. W znacznej mierze przyśpieszają korozję [5,6].

Wykorzystywane w warunkach szpitalnych części stalowe chronione są przed korozją powłokami metalicznymi i malarskimi. Wybrane elementy osprzętu szpitalnego zabezpieczone są też powłokami typu Ni, Cr, Cu, a także Zn ogniowo bądź galwanicznie. Cynkowanie ogniowe z uwagi na estetykę powłoki jest stosowane rzadko. W zakresie odporności warstwa zewnętrzna zapewnia niezbędną ochronę, zwłaszcza w początkowym

okresie eksploatacji [7,8]. Działanie środków chemicznych oraz flory bakteryjne i w znacznym stopniu wpływa na zmniejszenie odporności korozyjnej powłok Zn. Na przykład destrukcja warstwy Zn tytułem pojawienia sie korozji miejscowej pociąga za sobą narastanie flory bakteryjnej oraz jej rozprzestrzenianie.[6]

Celem pracy jest identyfikacja bakterii znajdujących się na skorodowanych elementach konstrukcyjnych łóżka szpitalnego. Dalej określenie stopnia adhezji komórek bakteryjnych na powłokach cynkowych o zróżnicowanym przygotowaniu warstwy wierzchniej.

2. METODYKA BADAŃ

2.1. Przygotowanie materiału do badań.

Materiał przeznaczony do badań pobrano z łóżka szpitalnego (rys. 1a). Konstrukcja łóżka była wsparta na elementach jezdnych- 4 kółka, o obręczach stalowych. Wykładzinę stanowiła opaska gumowa (rys. 1b). Kółko jezdne było zamontowane obrotowo na osi z powłoką ocynkowaną galwaniczną. Stanowiła ona główny obiekt badań (rys. 1c).

Rys. 1. Obiekt badań: (a) łóżko szpitalne rehabilitacyjne, (b) kółko jezdne lóżka szpitalnego, (c) śruba kółka jezdnego

Po demontażu osi zaobserwowano, że śruba jest pokryta warstwą tlenków (korozja wżerowa). Pierwszym etapem prac była analiza identyfikacji flory bakteryjnej zasiedlającej skorodowane miejsca obiektu. W drugim natomiast określono stopień adhezji wybranych gatunków bakterii na powłokę Zn - galwaniczną i ogniową oraz sprawdzono właściwości bakteriobójcze.

W celu przeprowadzenia drugiego etapu badań ze śruby wycięto próbki o geometrii walca- średnica 10mm i wysokość 7mm. Zostały one podzielone na trzy grupy, które poddano procesowi cynkowania ogniowego i galwanicznego. Podział materiału do badań adhezyjnych przedstawia tabela 1.

Tabela 1) Materiał przeznaczony do badań adhezyjnych.

Nr próbki	Zabezpieczenie antykorozyjne	Przygotowanie powierzchni	Parametry procesu
1	Cynkowanie ogniowe z temp. otoczenia	Obróbka mechaniczna: szlifowanie; Obróbka chemiczna: trawienie w kwasie solnym, topnikowanie	Kąpiel o składzie: Z1 + stop ZnNiBi Temperatura kąpieli: 460^{o}C
2	Cynkwowanie ogniowe z temp. 250^{o}C	Obróbka mechaniczna: szlifowanie; Obróbka chemiczna: trawienie w kwasie solnym, topnikowanie; Dodatkowo: wygrzewanie w piasku kwarcowym w temp. 250^{o}C	
3	Cynkowanie galwaniczne z pasywacją Cr^{3+}	Obróbka mechaniczna: szlifowanie; Obróbka chemiczna: odtłuszczanie chemiczne, trawienie w kwasie siarkowym, trawienie w kwasie solnym, odtłuszczanie elektrochemiczne, aktywacja.	Kąpiel na bazie Cr3+ Temp – 300C pH – 2,1

Na ocynkowanych próbkach zmierzono chropowatość Ra. Badanie przeprowadzono na profilometrze Perthometer Concept (MAHR)**.** Wyniki zamieszczono na rys. 2.

2.2 Metodyka badań identyfikacji bakterii na skorodowanych elementach konstrukcyjnych.

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

2.3 Metodyka badań adhezyjnych na próbkach modelowych.

Na podstawie wyników badań identyfikacyjnych do dalszych analiz wytypowano bakterie charakterystyczne dla środowiska szpitalnego. Są to: *Staphylococcus aureus* (Gronkowiec złocisty), *Streptococcus mutans* (Paciorkowiec z jamy ustnej), *Streptococcus baumani* (Paciorkowiec), *Pseudomonas aeruginosa* (Pałeczka ropy błękitnej), *Escherichia coli* (Pałeczka okrężnicy), *Candida albicans* (Grzyb) [9,10].

W celu wykonania testu zawiesinę wybranych szczepów bakterii w objętości 2 ml (gęstość $2x10^{6}$ bakterii na 1 ml PBS) inkubowano z próbkami ocynkowymi na mikropłytce przez 1 godzinę w temperaturze 25^{o} C. Inkubacja poprzedzona była 10 minutowym mieszaniem płytki na wytrząsarce w celu równomiernego rozprowadzenia bakterii. Po zakończonej inkubacji próbki

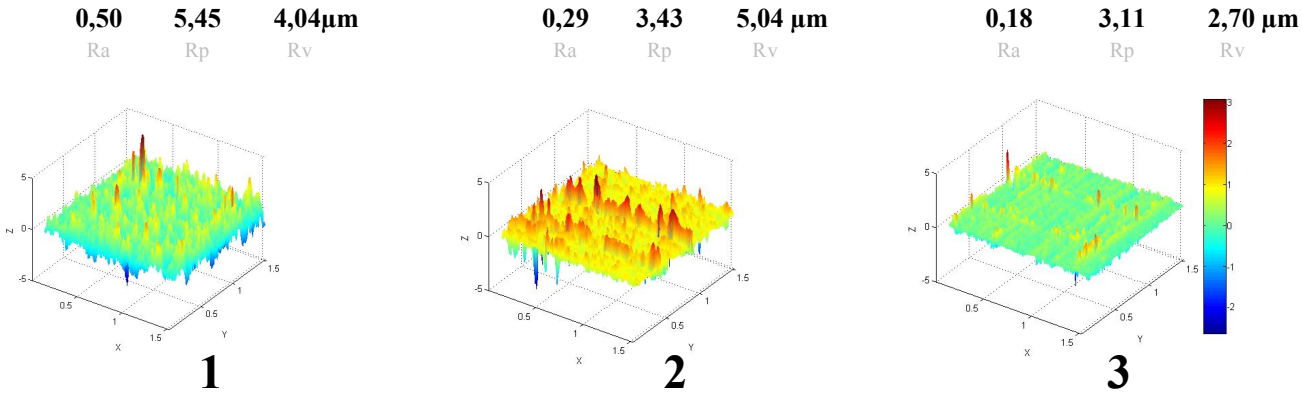
ocynkowane płukano 3 krotnie w PBS. Następnie wykonywano test redukcji MTT i bezpośrednie liczenie bakterii na mikroskopie fluorescencyjnym Zeiss.

Celem obliczenia liczby bakterii ulęgających adhezji na polu o średnicy 0,08mm zastosowano oranż akrydyny. Liczenia dokonano przy powiększeniu 100x.

3. WYNIKI BADAŃ

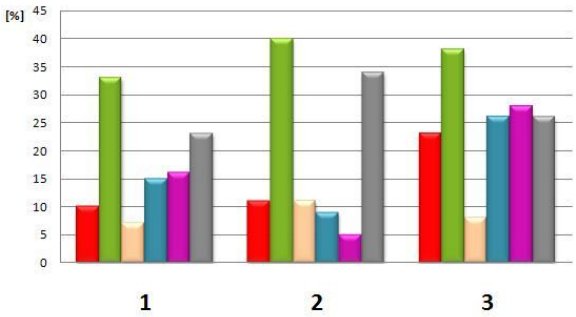
Na skorodowanych elementach konstrukcyjnych zidentyfikowano ***Staphylococcus ureus***.

Wyniki badań topografii powierzchni próbek z powłoką Zn galwaniczną i ogniową przedstawia rys. 2. Gdzie **Ra**- to średnia arytmetyczna rzędnych profilu, **Rp**- wysokość najwyższego wzniesienia profilu, **Rv**- głębokość najniższego wgłębienia profilu.

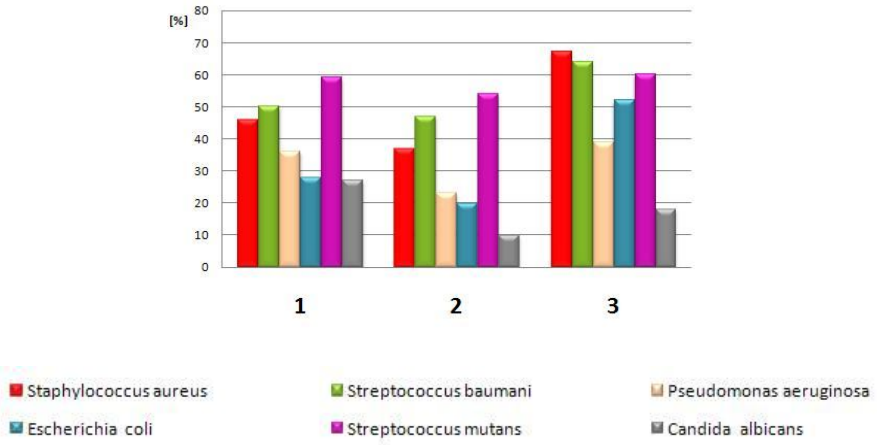


Rys. 2. Topografia powierzchni próbek 1,2- z powłoką Zn ogniową, 3- z powłoką Zn galwaniczną

Na rys. 3 i 4 przedstawiono wyniki badań określające stopień adhezji na wybranych grupach bakterii, typowych dla środowiska szpitalnego.



Rys. 3. Liczba komórek bakterii ulegających adhezji na powierzchniach próbek 1, 2- z powłoką Zn ogniową, 3- z powłoką Zn galwaniczną



Rys. 4. Zagęszczenie komórek bakterii na polu o średnicy 0,08mm na powierzchniach próbek 1, 2- z powłoką Zn ogniową, 3- z powłoką Zn galwaniczną

Dodatkowo sprawdzono właściwości bakteriobójcze powłoki Zn galwanicznej i ogniowej. Wszystkie próbki z powłoką Zn wykazały własności hamujące narastanie bakterii.

3. DYSKUSJA WYNIKÓW

W fachowej literaturze w sposób szczegółowy opisane jest zjawisko adhezji bakterii typowych dla środowiska szpitalnego do podłoża biotycznego i abiotycznego [11,12]. W przeglądzie piśmiennictwa nie spotkano publikacji dotyczących wpływu powłok Zn na adhezję bakterii w środowisku szpitalnym.

Na skorodowanych elementach konstrukcyjnych kółka jezdnego łóżka szpitalnego zidentyfikowano- *S. aureus*. Świadczy to o mało skutecznym działaniu środków dezynfekcyjnych i odporności tej bakterii na ich oddziaływanie. *S. aureus* w otoczeniu pacjenta z obniżoną odpornością immunologiczną stanowi źródło infekcji i zakażenia ogólnoustrojowego, które może doprowadzić do śmierci.

Na przyleganie bakterii do podłoża wpływa chropowatość powierzchni [11]. W badanym przypadku powłok Zn nie potwierdzono tego faktu. Najmniejszym parametrem Ra charakteryzuje się próbka z powłoką Zn galwaniczną 0,18µm, największym próbka ocynkowana ogniowo (1) 0,50µm.

W warunkach laboratoryjnych najwięcej komórek *S. aureus* zaadhedowało na próbkach z powierzchnią Zn galwaniczną (23%). O połowę mniej na powierzchnię Zn ogniową. Wyniki badań adhezyjnych dla pozostałych gatunków wskazują na lepsze przyleganie pozostałych bakterii (*E. Coli, S. mutans i C. albicans*) do próbki z powłoką Zn galwaniczną. W przypadku materiału z powłokami Zn ogniowymi, zaobserwowano mniejszą adhezję bakterii na próbkach cynkowanych z temp. 250^{o}C. Świadczy to o obecności na powierzchni powłoki Zn tlenku cynku co efektywniej hamuje adhezję bakterii niż pasywowana jonami Cr^{3+} powłoka Zn galwaniczna.

Wszystkie próbki z powłoką Zn wykazały własności hamujące narastanie bakterii. Topografia powierzchni elementów konstrukcyjnych z powłoką Zn ogniową ogranicza ich wykorzystanie w warunkach szpitalnych. Celem zastąpienia powłok Zn galwanicznych na rzecz ogniowych należy rozważyć prowadzenie procesu polerowania powłoki cynku lub dobór odpowiednich dodatków uszlachetniających.

Na podstawie powyższych badań i dyskusji wyników można wnosić co następuje:

- Na skorodowanych elementach konstrukcyjnych łóżka szpitalnego zidentyfikowano *S. ureus* co świadczy o znacznej odporności na środki bakteriobójcze oraz niezadowalającą jakość procesów dezynfekcyjnych.
- Ocynkowane ogniowo powierzchnie w większym stopniu wpływają na hamowanie adhezji komórek.
- Polerowane powłoki Zn ogniowe lub wzbogacone odpowiednimi dodatkami uszlachetniającymi mogą stać się najlepszym zabezpieczeniem antykorozyjnym w warunkach szpitalnych.

LITERATURA

[1] Fiedotow M., Denys A. *„Wybrane aspekty zakażeń szpitalnych”* Pol. Merk. Lek., 2006, XXI, 125, 484
[2] Wójkowska – Mach J., Gryglewska B., Grodzicki P., Heczko B. *„Definicje i kryteria rozpoznawania zakażenia szpitalnego oraz zakażenie w instytucjonalnej opiece długoterminowej”*, Gerontologia Polska, tom 18, nr1, 10-15
[3] Ustawa z dn. 5 grudnia 2008r. o zapobieganiu oraz zwalczaniu zakażeń i chorób zakaźnych u ludzi (Dz. U. 2008r., nr234, poz. 1570)
[4] Kramer A., Schwebke I., Kampf G. *„Jak długo patogeny szpitalne mogą przetrwać na powierzchniach nieożywionych? Przegląd systematyczny.”* BioMed Central. Choroby zakaźne. 16/08/2006 www.biomedcentral.com
[5] Staniszewska M., Jakimiak B., Rohm- Rodwald E. *„Dezynfekcje w wybranych szpitalach warszawskich- wyniki ankiety”* www.zakazenia.com 2005/05
[6] Wieczorek G. *„Czynniki biologiczne jako stymulatory chemicznych reakcji korozyjnych”*. Ochrona przed korozją, 2004, 6, 150-151
[7] Wesołowski J. *„Powłoka cynkowa na stali- powstawanie, budowa i właściwości”*.
[8] Liberski P., Kania H., Podolski P., Tatarek A., Mendala J. *„Rola warstwy zewnętrznej powłoki cynkowej w ochronie stopów żelaza przed korozją”*. Ochrona przed korozją, 2006, 4, 132-135
[9] Dzierżanowska D., Pawińska A., Kamińska W., Patzer J. *„Lekoodporne drobnoustroje w zakażeniach szpitalnych”* Post. Mikrobiol. 2004, 43, 1, 81-105
[10] Przybylski M. *„Enterokoki oporne na wankomycynę. I. Chorobotwórczość.”* Post. Mikrobiol. 2007, 46, 4, 301-316
[11] Klimek L., Jakubowski W., Banaszek K. *„Adhezja bakterii na modyfikowanych powierzchniach protetycznego stopu Ni-Cr-Mo. Badania wstępne.”* Protet. Stomatol. 2007, LVII, 1, 60-64
[12] Soblewska E., Frączak B., Czernomysy-Furowicz D., Ey-Chmielewska H., Karakulska J. *„Adhezja bakterii do powierzchni różnych materiałów protetycznych”* Roczniki Pomorskiej Akademii Medycznej w Szczecinie, 2007, 53, 2, 65-71

Węgrzynkiewicz Sylwia, Hajduga Maciej, Sołek Dariusz, Jędrzejczyk Dariusz: Wydział Budowy Maszyn i Informatyki, Akademia Techniczno- Humanistyczna, Bielsko- Biała

CYNKOWANIE OGNIOWE JAKO JEDEN ZE SPOSOBÓW ZABEZPIECZENIA PRZED KOROZJĄ SPRZĘTU MEDYCZNEGO

Streszczenie. Konieczność skutecznego zabezpieczenia przed korozja sprzętu medycznego jest wciąż dyskutowanym zagadnieniem. Biorąc pod uwagę wyniki prowadzonych badań oraz wpływ cynku na poziom adhezji komórek bakteryjnych autorzy oceniali wykorzystanie powłok cynkowych ogniowych jako jednego ze sposobów zabezpieczenia przed korozją konstrukcji medycznych. Autorzy badali wpływ przygotowania warstwy wierzchniej stali na charakter powłoki Zn oraz jej odporność korozyjną. Próbki stali gat. 30MnB4 poddano obróbce strumieniowo - ściernej (śrutowaniu, piaskowaniu) oraz obróbce chemicznej. Zastosowano również obróbkę wieloetapową polegającą na połączeniu tych metod. Efekt obróbki oceniono za pomocą pomiarów chropowatości i topografii powierzchni (przed i po cynkowaniu) oraz odporności korozyjnej, którą mierzono metodą potencjo-dynamiczną. Wykonano również analizę metalograficzną. Stwierdzono, że najlepsze efekty uzyskuje się dla powłoki Zn po uprzednim przygotowaniu powierzchni obróbką mechaniczną i chemiczną.

1. WSTĘP.

Wykorzystywane w warunkach szpitalnych konstrukcje stalowe zabezpieczone są przed korozją powłokami metalicznymi i malarskimi. Działanie środków chemicznych oraz flory bakteryjnej w znacznym stopniu obniża odporność korozyjną stosowanych powłok. Cynkowanie ogniowe z uwagi na wysoki współczynnik chropowatości powierzchni i estetykę stosowane jest rzadko. Stwierdzono, że ocynkowane ogniowo powierzchnie w znacznym stopniu wpływają na hamowanie adhezji bakterii [1-3]. Powłoki cynkowe stanowią jednak jedną z bardziej efektywnych metod ochrony. Trudno ulęgają zniszczeniu ze względu na swoje właściwości chemiczne oraz dobre własności mechaniczne [4].
Nadanie powierzchni stali lub żelaza odporności na korozję może być w sposób:

- bezpośredni, poprzez osłonięcie powierzchni żelaza bądź stali przed działaniem środowisk agresywnych. Jest to tzw. pasywna ochrona przed korozją.
- pośredni, przez katodową ochronę wadliwych miejsc powłoki. [5]

Przed nałożeniem powłoki Zn, powierzchnia stali powinna być odpowiednio przygotowana. Niewłaściwe przygotowanie powoduje m.in. brak przyczepności powłoki do podłoża (powstanie pęcherzy i łuszczenie się powłoki). Skutkiem tego jest m.in. rozwój korozji podpowłokowej [6].

Proces cynkowania poprzedza obróbka powierzchniowa, od której zależy charakter warstwy wierzchniej. Przygotowanie powierzchni może przebiegać:
- mechanicznie - obróbka ubytkowa - strumieniowo - ścierna lub szlifowanie,
- chemicznie - obróbka chemiczna - odtłuszczanie, trawienie i pokrywanie topnikiem.

Własności powłoki cynkowej zależą od własności faz wchodzących w jej skład. Skutkiem dwukierunkowej dyfuzji cynku i żelaza jest powstanie miedzymetalicznych faz Fe-Zn, które składają się na tworzoną powłokę cynkową. Powłoki cynkowe posiadają złożoną budowę. Składają się z warstwy dyfuzyjnej faz miedzykrystalicznych Fe-Zn oraz warstwy zewnętrznej roztworu stałego Fe w Zn- η. Zewnętrzna warstwa fazy η w powłoce decyduje o dekoracyjnym wyglądzie powłoki. W zakresie odporności na korozję warstwa ta zapewnia niezbędną ochronę powłoki w jej początkowym etapie eksploatacji. Warstwy pośrednie powłoki zbudowane z faz Fe-Zn zmniejszają sumaryczną intensywność korozji w miarę jej postępu, co stanowi jedną z istotniejszych zalet w zachowaniu się powłok w środowisku korozyjnym [7].

Przygotowanie powierzchni do cynkowania jest skomplikowanym procesem w związku z tym należy dołożyć wszelkich starań tytułem otrzymania prawidłowej powłoki cynkowej. Celem pracy jest wskazanie optymalnego sposobu przygotowania warstwy wierzchniej ze względu na odporność korozyjną powłok Zn.

2. METODYKA BADAŃ

2.1. Przygotowanie próbek do badań.

Ze stali gat. 30MnB4 wycięto próbki w kształcie walca - średnica 14mm i grubości 4mm. Próbki podzielono na sześć grup (tabela 1). Wszystkie próbki po obróbce powierzchniowej pokryto roztworem topnika. Proces cynkowania przeprowadzono metodą zanurzeniową, w temperaturze: 460^{o}C i czasie t=1min, w kąpieli cynkowej wzbogaconej niklem, bizmutem i aluminium, w ilościach standardowych.

Tabela 1. Podział próbek do badań

Numer próbki	Rodzaj powierzchni	Rodzaj obróbki powierzchniowej przed cynkowaniem
A	ŚRUTOWANA	Śrutowanie śrutem staliwnym GL40 Topnikowanie
B	PIASKOWANA	Piaskowanie elektrokorundem 95A Topnikowanie
C	ŚRUTOWANA I TRAWIONA	Śrutowanie śrutem staliwnym GL 40 Trawienie w 12% r-rze HCl Topnikowanie
D	PIASKOWANA I TRAWIONA	Piaskowanie elektrokorundem 95A Trawienie w 12% r-rze HCl Topnikowanie
E	TRAWIONA	Trawienie w 12% r-rze HCl Topnikowanie
F	SUROWA	Bez obróbki

2.2. Cynkowanie ogniowe.

Proces cynkowania przeprowadzono metodą zanurzeniową, w temperaturze: 460^{o}C i czasie t=1min, w kąpieli cynkowej wzbogaconej niklem, bizmutem i aluminium, w ilościach standardowych.

2.3 Ocena chropowatości powierzchni przed i po cynkowaniu, badania metalograficzne i korozyjne.

Przed nałożeniem powłoki Zn na płaskich powierzchniach próbek dokonano w kilku losowo wybranych obszarach pomiaru chropowatości i topografii powierzchni w 3D. Badania przeprowadzono na profilometrze Perthometer Concept (MAHR). Chropowatości powierzchni oceniono na podstawie wielkości parametru Ra - średnia arytmetyczna rzędnych profilu.Wyniki przedstawiono w tabeli 2 i na rys. 1a i 1b.

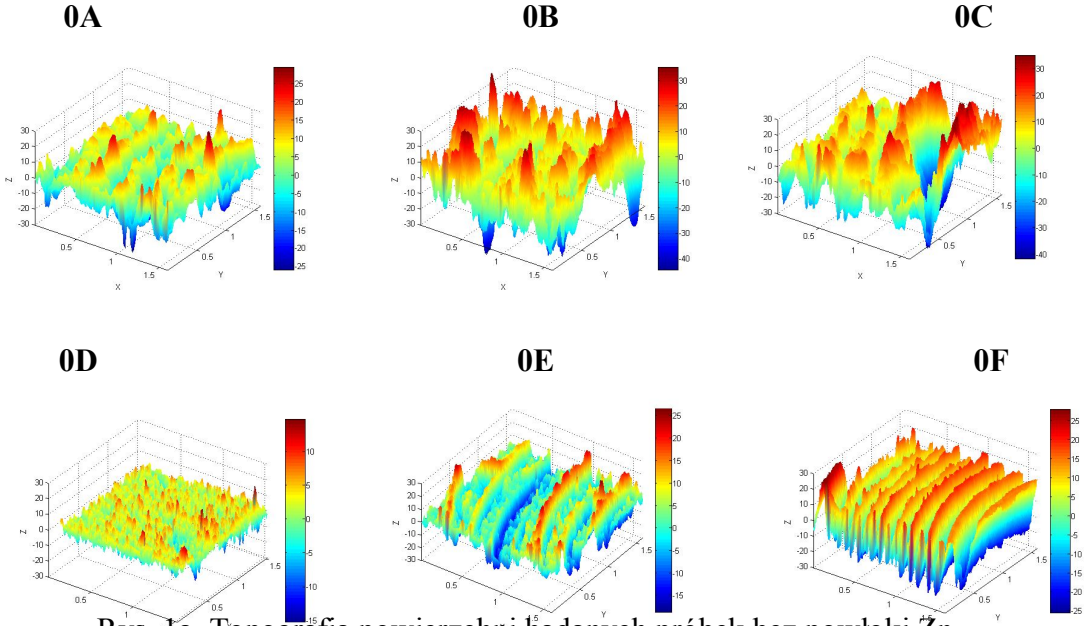
Badania metalograficzne mikroskopowe przeprowadzono dla wszystkich próbek pokrytych powłoką Zn. Zgłady przygotowano w sposób klasyczny. Powierzchnię trawiono nitalem. Obserwacje przeprowadzono na mikroskopie Carl Zeiss Axiolmager M1m przy powiększeniu 200 i 500x. Wyniki przedstawiono na rys. 2. Podczas obserwacji dokonano pomiaru grubości powłoki Zn. Wartosci średnie zestawiono w tab. 3.

Odporność korozyjną próbek określano za pomocą badań potencjodynamicznych. Zastosowano roztwór 0,5M Na_2SO_4. Próbki poddano polaryzacji od potencjału –1000 mVNEK w kierunku anodowym, z szybkością 1 mV/s. Mierzono następujące parametry elektrochemiczne: E_{kor} – potencjał korozyjny (stacjonarny) próbki po 24-godzinnej ekspozycji w roztworze korozyjnym; R_p – opór polaryzacyjny; i_{kor} – gęstość prądu korozyjnego. Krzywe polaryzacji badanych próbek przedstawiono na rys. 3.

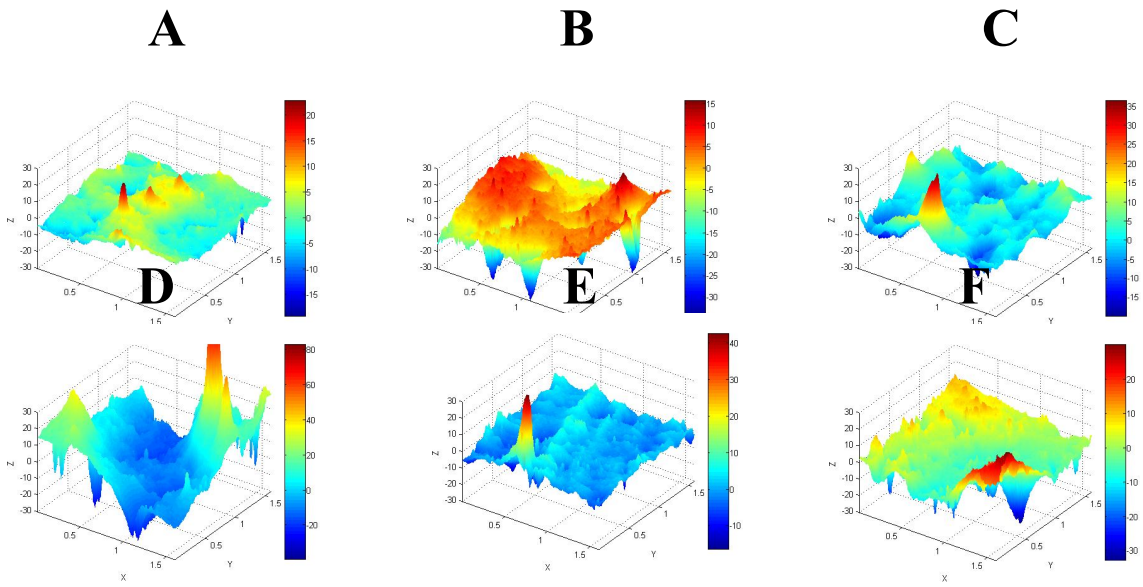
3. WYNIKI BADAŃ

Tabela 2) Wartości współczynnika Ra dla materiału bez powłoki Zn i z powłoką Zn.

Nr próbki	Materiał bez powłoki Zn Ra [µm]	Nr próbki	Materiał z powłoką Zn Ra [µm]
0A	8,41	**A**	0,96
0B	11,78	**B**	2,07
0C	5,26	**C**	2,04
0D	7,88	**D**	2,05
0E	5,19	**E**	3,37
0F	8,57	**F**	1,62



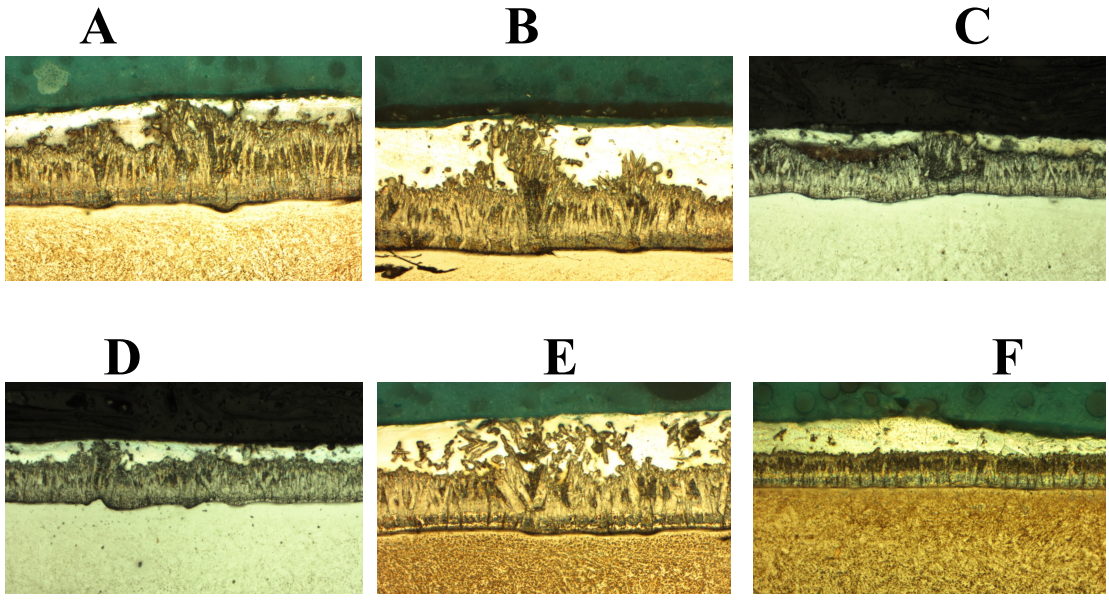
Rys. 1a. Topografia powierzchni badanych próbek bez powłoki Zn.



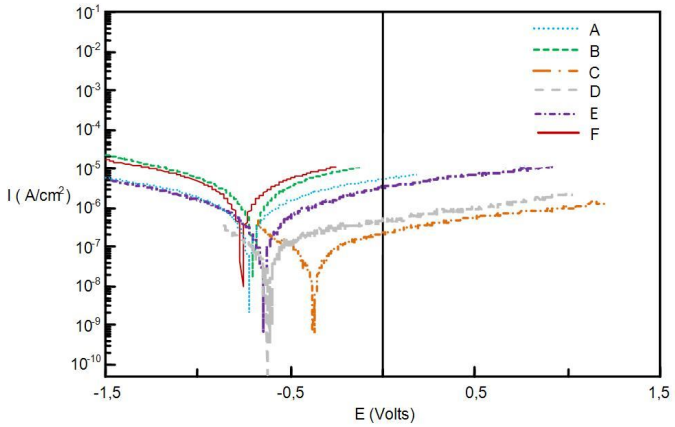
Rys. 1b. Topografia powierzchni badanych próbek z powłoką Zn.

Tabela 3) Średnia grubość powłoki Zn

Grupa próbek	Średnia grubość powłoki Zn [µm]
A	**70**
B	**81**
C	**47**
D	**60**
E	**68**
F	**37**



Rys. 2. Struktura powłoki Zn.



Rys. 3. Krzywe polaryzacji badanych próbek.

3. DYSKUSJA WYNIKÓW I WNIOSKI

W wyniku przeprowadzonych badań stwierdzono, ze skład chemiczny badanego materiału- stali 30MnB4 odpowiada zapisom normy PN-EN 10236-2004.

Wyniki badań korozyjnych wskazują, iż próbki przygotowane metodą wieloetapową charakteryzują się najlepszą odpornością korozyjną. Zakres wartości i_{kor} podłoża tych próbek wynosi: $0{,}143 \cdot 10^{-7}$ A/cm^2 (próbka C) i $0{,}449 \cdot 10^{-7}$ A/cm^2 (próbka D) (rys. 3). Najmniejszą odpornością korozyjną cechowały się próbki poddane piaskowaniu ($9{,}25 \cdot 10^{-7}$ A/cm^2), śrutowaniu ($4{,}31 \cdot 10^{-7}$ A/cm^2) i trawieniu ($3{,}11 \cdot 10^{-7}$ A/cm^2). Wartość i_{kor} próbki surowej wynosi tutaj $11{,}9 \cdot 10^{-7}$ A/cm^2 (rys. 3).

Zastosowanie piaskowania, śrutowania lub trawienia powoduje wzrost potencjału przejścia katodowo - anodowego w stosunku do podłoża bez obróbki powierzchniowej. W grupie badanych próbek obserwowany poziom zmian to ok. 196 mV.

W wyniku przygotowania powierzchni poprzez piaskowanie otrzymano powłoki Zn o największej grubości (tab.3). Wartość średnia dla próbki B to ok. 81µm (przy maks.: 116 µm i min. 61 µm). Najmniejszą grubość powłoki Zn zmierzono dla próbki surowej F ok. 37 µm (maks: 52 µm, min. 31 µm). Dla próbek, które posiadały największą odporność korozyjną grubość powłoki Zn wynosiła: 47 µm (próbka C) i 60 µm (próbka D). Grubość powłoki Zn zmierzona na próbce C jest o 33% mniejsza niż w przypadku próbki A, natomiast na próbce D o 26% mniejsza niż na próbce B.

Decydującym czynnikiem wpływającym na całkowitą grubość naniesionej powłoki Zn może być faza stopowa, która zależy od sposobu kształtowania warstwy wierzchniej. Największą grubość fazy stopowej zidentyfikowano dla próbek A i C. W przypadku próbek B i D stwierdzono, iż grubość fazy metalicznej jest porównywalna z grubością fazy stopowej.

Charakter powłoki- jej grubość oraz struktura pozostają także w funkcji klasy powierzchni- tj. jej przygotowania. Wartość średnia współczynnika Ra dla powierzchni bez obróbki wynosi 8,57 µm. Zastosowanie piaskowania powoduje zwiększenie Ra o 27% w stosunku do podłoża surowego, natomiast śrutowanie nie zmienia istotnie tej wartości (Ra zmniejsza się o 1,8%). W przypadku powierzchni trawionej następuje spadek Ra o 39,4% w porównaniu do stanu wyjściowego. Dla próbek C i D odnotowano zmniejszenie Ra na porównywalnym poziomie, tj. 38%. Profil powierzchni po nałożeniu powłoki Zn uległ znacznemu wygładzeniu śr. o 70%. Największą zmianę w profilu chropowatości odnotowano dla A - 88,6%, B - 82,4%, F - 81,1%.

Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, co następuje:

1. Przygotowanie powierzchni wpływa znacząco na strukturę i ciągłość powłoki Zn.
2. Wykorzystanie metod wieloetapowych przed cynkowaniem tj. śrutowania i trawienia oraz piaskowania i trawienia daje najlepsze wyniki w zakresie odporności korozyjnej.

LITERATURA

[1] A. Królikowski „Kilka uwag o działaniu ochronnym powłok cynkowanych na stali", Ochrona przed korozją, 10 (2004) 258
[2] Z. Janas „Czynniki kształtujące wygląd ogniowych powłok cynkowych", Ochrona przed korozją, 10 (2009) 406
[3] S. Węgrzynkiewicz, M. Hajduga, D. Jędrzejczyk, D. Sołek „Powłoki cynkowe jako propozycja zabezpieczeń antybakteryjnych i antykorozyjnych na sprzęcie stomatologicznym", Twój Przegląd Stomatologiczny, 11 (2011) 64
[4] P. Liberski, H. Kania, P. Podolski, J. Mendala, A. Talarek „Rola warstwy zewnętrznej powłoki cynkowej w ochronie stopów żelaza przed korozją" Ochrona przed korozją, 4 (2006) 132
[5] P. Peiβker, P. Maaβ „Cynkowanie ogniowe" Agencja wydawnicza Placet, 1997
[6] Węgrzynkiewicz S., Hajduga M., Sołek D., Jędrzejczyk D. „Charakter powłoki Zn w zależności od przygotowania warstwy wierzchniej elementów konstrukcyjnych", Ochrona przed korozją, (5) 2012, 251 – 255
[7] D. Kopycinski, E. Guzik, H. Woźnica „Formation of a gradient of zinc coating on ductile iron castings", Archives of Foundry Engineering, 6, 22 (2006) 278 – 285

Piotr WODARSKI, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

PRZYKŁAD IMPLEMENTACJI BIOCYBERNETYCZNYCH ALGORYTMÓW LOGIKI ROZMYTEJ W URZĄDZENIU Z PREDYKCJĄ POGODY

1. WSTĘP

Opracowane przez prof. Lotfi Zadeha w połowie lat sześćdziesiątych [1] elementy logiki rozmytej coraz częściej znajdują zastosowanie w nowoczesnych urządzeniach elektronicznych gdzie nie mamy precyzyjnie określonych wartości sygnałów wejściowych. Na lokalnym rynku pojawiają się sterowniki i przyrządy wspierające pracę lekarzy czy automatyków, dokonujące wnioskowania przybliżonego często na subiektywnie określonych danych wejściowych opisanych takimi stwierdzeniami jak: poziom bólu jest wysoki oraz temperatura ciała podwyższona. Te nieprecyzyjne stwierdzenia stają się podstawą np. do określenia czy należy podać pacjentowi więcej środka znieczulającego, czy dawka jest już odpowiednia. Stosowanie logiki rozmytej w projektach, w których najważniejsze jest bezpieczeństwo i zdrowie ludzkie, może świadczyć o wysokiej skuteczności tych biocybernetycznych algorytmów. Stają się one jednym z wielu sposobów na rozwiązywanie skomplikowanych zagadnień, coraz częściej, nie tylko medycznych. Doskonałym przykładem złożonego zagadnienia może być problem predykcji pogody. Należy wspomnieć, że przy przewidywaniu pogody mamy do czynienia z ogromną machiną posiadająca wiele stopni swobody o często nieprecyzyjnie określonych parametrach składowych. Dotychczasowe spotykane na rynku rozwiązania radzą sobie z tym zagadnieniem lepszym, bądź gorszym skutkiem. Nie osiągają jednak 100% skuteczności. Podjęto zatem próbę implementacji algorytmu predykcji pogody z wykorzystaniem logiki rozmytej w specjalnie do tego celu zaprojektowanym sterowniku stacji meteorologicznej.

2. METODYKA BADAŃ

2.1. Założenia projektowe

Projekt zakładał zaprojektowanie, wykonanie i opracowanie oprogramowania sterownika domowej stacji meteorologicznej ze zdalnym pomiarem parametrów pogodowych oraz z zaimplementowanym algorytmem predykcji pogody wykorzystującym logikę rozmytą. Nawiązując do wcześniejszych prac o podobnej tematyce, w celu uniknięcia występujących problemów np. takich jak: problem lokalizacji czujników, które zbyt blisko budynków zwiększały swoją bezwładność [2], czy bardzo długich przewodów do czujników, które stwarzały problemy przy wyprowadzaniu na zewnątrz [3] zastosowano bezprzewodową transmisję danych. Problematyka przewidywania pogody, która opiera się wyłącznie na obserwacji ciśnienia [3], została udoskonalona poprzez uwzględnienie wpływu temperatury. Mierzone wartości są prezentowane na kolorowym wyświetlaczu LCD w formie histogramów ciśnienia i temperatury, a wynik wnioskowania przedstawia para ikon z przewidywanym stanem pogody. Ikony zostały zaprojektowane w taki sposób by intuicyjnie

i jednoznacznie przedstawiały konkretny stan atmosfery zgodnie z rysunkiem nr.1 Jedna przedstawia sytuację pogodową na nadchodzący dzień, a druga na nadchodzącą noc.

Rys. 1 Ikony predykcji pogody

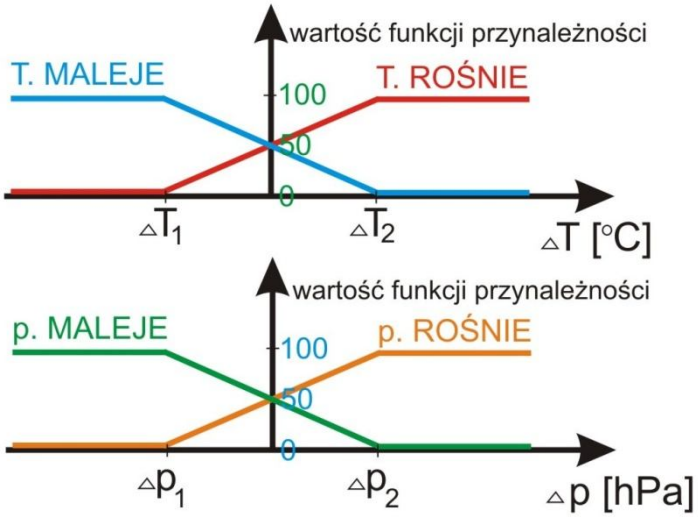
2.2. Opis algorytmu predykcji

Większość algorytmów przewidywania pogody dla klimatu środkowoeuropejskiego bazuje głównie na obserwacjach zmian ciśnienia. I to wystarczy by w dobrym stopniu przewidzieć nadchodzącą pogodę, co udowodniono w pracach o podobnej tematyce [3]. Niemniej jednak algorytm ten może być modyfikowany poprzez uwzględnienie np. gwałtownych zmian temperatury. Taki właśnie algorytm zaproponowano i zaimplementowano w sterowniku stacji meteorologicznej. Bazuje on głównie na obserwacji zmian ciśnienia w okresie dziesięciu godzin i zmian temperatury w okresie trzech godzin. Opiera się on na następujących założeniach:

- wzrost ciśnienia i temperatury jest oznaką poprawy pogody,
- spadek ciśnienia i temperatury najczęściej zwiastuje deszczową pogodę,
- stała wartość ciśnienia i wzrost temperatury rankiem oznaczają słoneczny dzień,
- stała wartość ciśnienia i temperatury przez dłuższy czas może spowodować zmianę sytuacji pogodowej.

Dane wejściowe jak i parametry pogodowe są niedokładne i nieprecyzyjne dlatego zdecydowano się zastosować algorytm wnioskowania rozmytego. Parametrami wejściowymi są: zmiana ciśnienia obliczana jako różnica pomiędzy bieżącą wartością, a wartością z przed dziesięciu godzin oraz zmiana temperatury obliczana jako różnica pomiędzy wartością bieżącą, a wartością z przed trzech godzin.

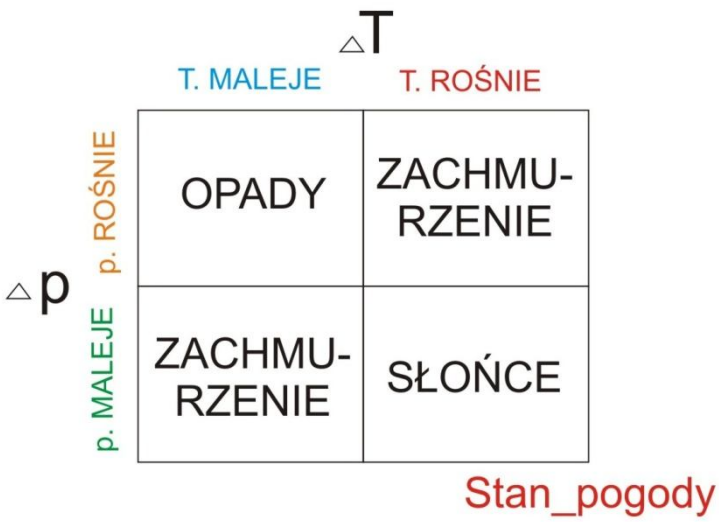
Zmienne lingwistyczne ΔT i Δp przyjmują odpowiednio wartości T.rośnie, T.maleje oraz p.rośnie, p.maleje. Ich wartości lingwistyczne są opisane zbiorami rozmytymi, których funkcje przynależności mają kształt jak na rys. 2.



Rys. 2. Wykresy wartości lingwistycznych zmiennych różnicy temperatury i różnicy ciśnienia

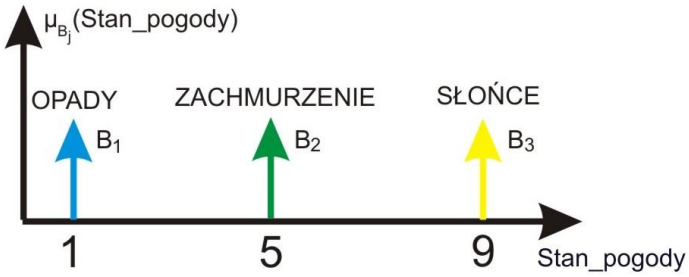
Wartości graniczne zostały ustalone empirycznie (na podstawie kilku prób tak by uzyskać jak najlepsza zgodność wyniku wnioskowania z bieżącym stanem pogodowym) w następujący sposób: ΔT_1=-10°C, ΔT_2=10°C, Δp_1=-8 hPa, Δp_2=8 hPa.

Następnie zmienne te trafiają do tablicy z regułami wnioskowania (rys. 3). Jako iloczyn odpowiadających sobie wartości, podzielony przez 100, ustalane są trzy wartości lingwistyczne (słońce, zachmurzenie i opady) jakie może przyjmować zmienna lingwistyczna Stan_pogody.



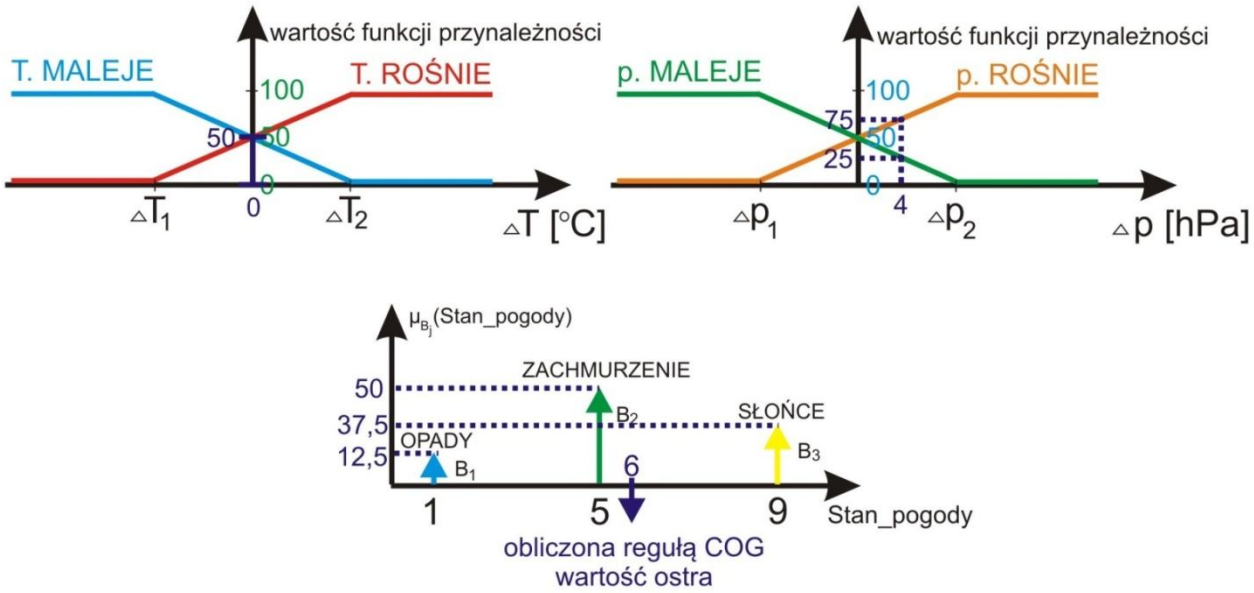
Rys. 3. Tablica z regułami wnioskowania

Wartości lingwistyczne: opady, zachmurzenie i słońce są opisane zbiorami rozmytymi B_0, B_1, B_2 zgodnie z rys. 4.



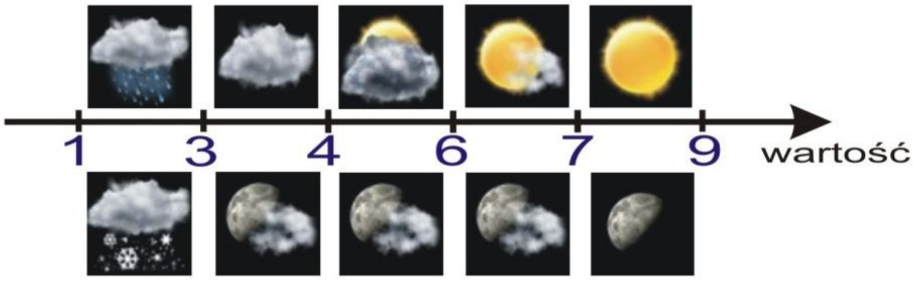
Rys. 4. Wartości lingwistyczne zmiennej Stan_pogody

Np. dla obliczonej różnicy temperatury równej 0°C i obliczonej różnicy ciśnienia równej 4 hPa uzyskano następujące wartości zmiennych lingwistycznych zgodnie z rys. 5.



Rys. 5. Przykładowe wartości zmiennych lingwistycznych

Następnie w procesie wyostrzania obliczana jest wyjściowa wielkość nierozmyta zgodnie z regułą środka ciężkości (COG) [1]. Na podstawie tej wielkości wybierana jest para obrazków zgodnie z rys 6. Jeden obrazek symbolizuje pogodę w ciągu dnia, drugi w ciągu nocy. Inaczej jest w przypadku opadów, gdzie mamy symbolikę deszczu i śniegu niezależnie od pory doby. Tak dla przykładu z rys. 6 obliczona wartość ostra wynosi 6 i zostanie wybrany obrazek z przedziału pomiędzy 6 i 7.



Rys. 6. Ikony symbolizujące pogodę, wybierane na podstawie wyniku algorytmu predykcji

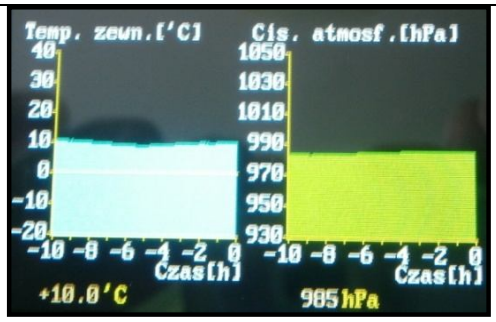
2.3. Sposób przeprowadzenia badań

Zaimplementowany biocybernetyczny algorytm jest przystosowany do przewidywania pogody krótkoterminowo tj. od 12 do 48 godzin. Jego sprawdzalność powinna być modyfikowana w zależności od klimatu, w którym stacja pracuje. Modyfikacje powinny polegać głownie na ustalaniu wartości progowych w procesach rozmycia i wyostrzania.

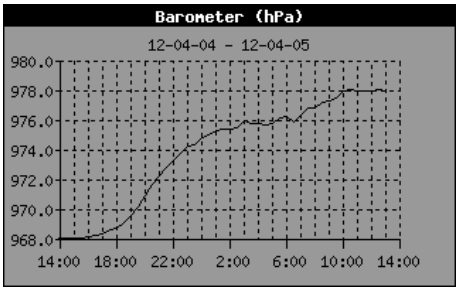
Po ustaleniu wartości progowych poddano urządzenie wielokrotnym próbom i ostatecznie uruchomiono na okres kilkunastu dni. Wartości wskazywane przez czujniki porównywano z danymi zamieszczonymi na stronie Głównego Instytutu Górnictwa w Katowicach [4] znajdującego się w niedalekim sąsiedztwie (około 15 km), natomiast wartości wskazywane przez ikony porównano z bieżącym zaobserwowanym w danym dniu stanem pogody. Należy również pamiętać , iż nie jest możliwe opisanie wszystkich występujących stanów pogody za pomocą ośmiu obrazków. Proponowane ikony z bardzo dobrym przybliżeniem symbolizują tylko możliwy stan pogody.

3. WYNIKI BADAŃ ORAZ WNIOSKI

Na rys. 7 przedstawiono zarejestrowane histogramy temperatury i ciśnienia dla 5 kwietnia 2012r. w miejscowości Mikołów. Na rysunku 8 widoczny jest histogram zmiany ciśnienia ze strony Głównego Instytutu Górnictwa w Katowicach [4]. Porównując wykresy można stwierdzić, iż wskazania projektowanego sterownika stacji meteorologicznej w dużym przybliżeniu pokrywają się ze wskazaniami certyfikowanych placówek. Obrazek symbolizujący bieżącą pogodę wskazywał na duże zachmurzenie co pokrywało się z rzeczywistością. Ikony symbolizujące predykcję nawiązywały do pogorszenia warunków pogodowych, co w rzeczywistości nastąpiło późnym wieczorem – pojawiły się niewielkie opady deszczu.



Rys. 7. Histogramy temperatury i ciśnienia dla 5 kwietnia 2012r.



Rys. 8. Histogram ciśnienia dla 5 kwietnia 2012r. ze strony GIG [4]

W dniu 5 kwietnia 2012r. zaimplementowane algorytmy okazały się niezwykle trafne, jednak po dłuższych obserwacjach, trwających kilka tygodni można stwierdzić, iż sprawdzalność algorytmu kształtuje się na poziomie 60% do 70%. Występowały takie dni, że stacja bezbłędnie wskazywała stan pogody, jednak były i takie kiedy przewidywany był słoneczny dzień, a spadał deszcz. Można także wspomnieć o tym, że na początku kwietnia 2012r. spadła niewielka ilość śniegu, czego nieprzewidziany nawet profesjonalne stacje meteorologiczne w najbliższej okolicy.

Zaobserwowano również charakterystyczne dla reguły wyostrzania COG skupianie się ostrej wartości wyjściowej blisko środka zakresu prezentowanego na rys. 6, co skutkowało tym, iż wyświetlanie obrazków skrajnych odbywało się bardzo rzadko.

Udowodniono, że biocybernetyczne algorytmy logiki rozmytej nadają się również do skomplikowanych zastosowań przemysłowych związanych z przewidywaniem zjawisk pogodowych. Ich rezultaty są na poziomie akceptowanym porównywanym z spotykanymi na rynku podobnymi urządzeniami.

4. LITERATURA

[1] Jacek Łęski „Systemy neuronowo-rozmyte”, Wydawnictwo Naukowo-Techniczne Warszawa 2008
[2] Krzysztof Bielenkow, Praca dyplomowa magisterska, „Mikroprocesorowa stacja meteorologiczna”, Politechnika Śląska, Gliwice, 2001,
[3] Krzysztof Dnielczyk, Praca dyplomowa magisterska, „Stacja meteorologiczna z predykcją pogody”, Politechnika Śląska, Gliwice, 2011,
[4] Serwis internetowy Głównego Instytutu Górnictwa w Katowicach http://meteo.gig.eu/, luty 2012

EXAMPLE OF IMPLEMENTATION CYBERNETIC FUZZY LOGIC ALGORITHMS IN THE DEVICE FOR PREDICTION OF WEATHER

Anna ZIĘTY, Międzywydziałowe Koło Naukowe Biomechaników, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław
Małgorzata ŻAK, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław

DYNAMIKA PROCESU UWODNIENIA ELEMENTÓW SEGMENTU RUCHOWEGO KRĘGOSŁUPA

Streszczenie. Wraz z wiekiem i spadkiem aktywności ruchowej, obniża się zdolność krążka międzykręgowego do zachowania prawidłowej koncentracji wody. Stanowi to jedną z przyczyn przyspieszających powstawanie zmian degeneracyjnych w czasie pracy kręgosłupa. W przedstawionej pracy wyznaczono dynamikę procesu uwodnienia elementów segmentu ruchowego kręgosłupa. Równocześnie ocenie poddano wpływ elementów kostnych i chrzęstnych na uwodnienie pierścienia włóknistego krążka międzykręgowego.

1. WSTĘP

Kręgosłup jest jedną z najistotniejszych struktur ludzkiego organizmu. Niestety w dobie rozwoju techniki i związanych z tym zmian warunków życia, jest on również najczęstszym miejscem występowania zmian patologicznych. Ostre lub przewlekłe przeciążenia, znacznie wpływają na utratę fizjologicznych funkcji krążka międzykręgowego [2]. To od niego uzależniona jest zarówno stabilność kolumny kręgosłupa, jak również naturalna amortyzacja wstrząsów. Krążek międzykręgowy to jeden z elementów organizmu, który nie jest bezpośrednio zaopatrywany w substancje odżywcze przez naczynia krwionośne. Proces uwadniania i odżywiania odbywa się na zasadzie dyfuzyjnego przepływu substancji z trzonów kręgu [4].

Powszechnie wiadomo, że cykliczne obciążanie i odciążanie kręgosłupa, powoduje bierną dyfuzję płynów ustrojowych między trzonem kręgu, płytką graniczną i pierścieniem włóknistym. Niestety zmniejszająca się wraz z wiekiem aktywność ruchowa, przyczynia się do obniżenia zdolność krążka międzykręgowego do zachowania prawidłowej koncentracji wody, przyspieszając tym samym powstawanie zmian degeneracyjnych.

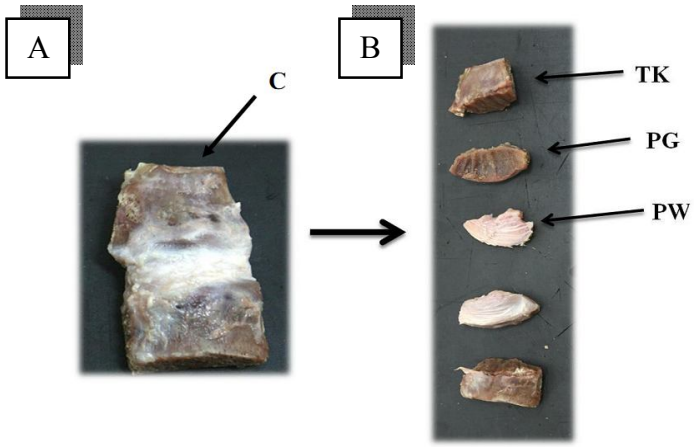
Głównym celem pracy jest porównanie zachowania się poszczególnych elementów segmentu ruchowego podczas procesu uwadniania. Na podstawie analizy prędkości przyrostu masy elementów kostnych i chrzęstnych segmentu ruchowego, tj. trzonu kręgu, płytki granicznej i pierścienia włóknistego, scharakteryzowano dynamikę procesu uwodnienia krążka międzykręgowego.

2. MATERIAŁ I METODA

Preparaty do badań stanowiły segmenty ruchowe odcinka piersiowego kręgosłupa świni domowej w wieku około 9-10 miesięcy o masie 100 kg, które po oczyszczeniu zamrożono w oddzielnych opakowaniach foliowych do czasu badań. Segment składał się z dwóch połówek trzonów kręgu połączonych krążkiem międzykręgowego. Do badań wybrano przednią część segmentu, którą przecięto symetrycznie tworząc dwie próbki. W sumie uzyskano 18 wielowarstwowych próbek pierścienia włóknistego z przyczepem

kostnym. W pierwszej kolejności badaniom poddano 9 próbek pierścienia włóknistego z przyczepem kostnym (C) - Rys.1.a.

Zasadniczym celem pracy była ocena wpływu elementów kostnych i chrzęstnych segmentu ruchowego (trzonu kręgu i płytki granicznej) na dynamikę procesu uwodnienia pierścienia włóknistego. Z tego względu kolejne 9 próbek pierścienia włóknistego z przyczepem kostnym podzielono na poszczególne elementy segmentu kręgosłupa: pierścień włóknisty (PW), płytkę graniczną (PG) oraz trzon kręgu (TK) - Rys.2.1.b. Próbki do czasu badań przechowywano w oddzielnych zamykanych pojemnikach w stałej temperaturze (2-4°C), tak aby nie zmieniać stopnia uwodnienia poszczególnych elementów. Jednocześnie czas pomiędzy przygotowaniem próbek a wykonaniem testu nie przekraczał 1 godziny.



Rys.1. Materiał badawczy: a) próbka pierścienia włóknistego wraz z przyczepem kostnym- C; b) poszczególne elementy segmentu ruchowego: TK- trzon kręgu, PG- płytka graniczna, PW- pierścień włóknisty

Do badań uwodnienia materiałów biologicznych stosuje się substancje uwadniające, które swoim składem chemicznym i gęstością, symulują płyny ustrojowe, występujące naturalnie w organizmie człowieka. Do jednych z najczęściej stosowanych roztworów uwadniających zalicza się roztwór soli fizjologicznej [1,3,8], który został wybrany do badań dynamiki procesu uwodnienia. Próbki przed uwodnieniem zważono na wadze Radwag PS 1000/C/2 o dokładności 0,001g, a następnie umieszczano w osobnych pojemnikach z roztworem soli fizjologicznej w temperaturze pokojowej. Aby wyznaczyć przyrost uwodnienia, próbki ważono w odstępach 5min a następnie ponownie umieszczano w roztworze NaCl. Czas całkowitego pomiar wynosił 45min.

3. WYNIKI

Na podstawie uzyskanych pomiarów masy próbki, zgodnie ze wzorem (1) wyznaczono przyrost masy (Δ_m) badanych próbek

$$\Delta_m = m_t - m_0 \tag{1}$$

gdzie:

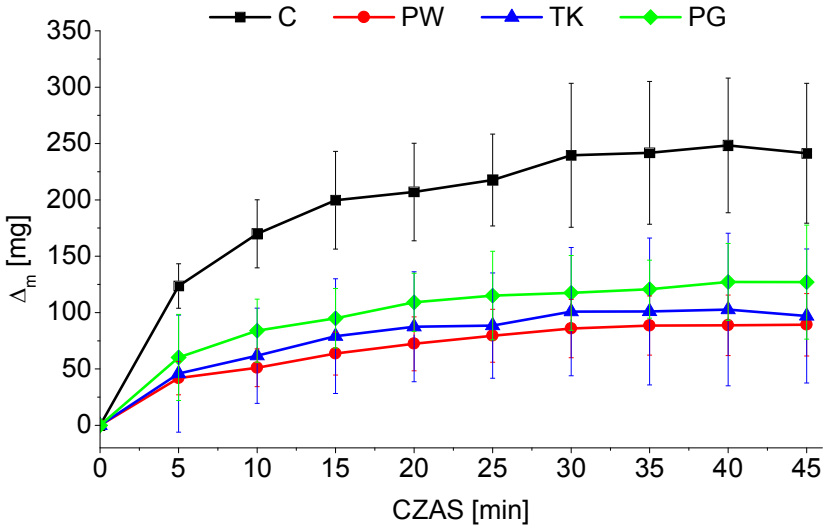
Δ_m [mg] – przyrost masy,

m_t [mg] – masa próbki w danym czasie t [min], t ϵ{0, 5, 10, ...,45},

m_0 [mg] – masa początkowa próbki zmierzona w czasie t=0min.

Charakterystyka średniego przyrostu masy analizowanych elementów segmentu ruchowego kręgosłupa przedstawiono na Rys. 2. Dla wszystkich badanych elementów otrzymano ten sam przebieg krzywych uwodnienia z widoczną granicą zmiany przyrostu masy po czasie 30min. W pierwszych 30min badania widoczna jest znaczna absorpcja płynów przez próbki. Po tym czasie nie zaobserwowano dalszej znaczącej absorpcji roztworu soli fizjologicznej przez badane elementy segmentu ruchowego.

Największy przyrost masy, widoczny jest w przypadku próbek pierścienia włóknistego z przyczepem kostnym (C). Natomiast dla wyizolowanych elementów segmentu ruchowego (PW, TK, PG) przyrost zawartości roztworu jest mniejszy średnio o 50% dla płytki granicznej (PG), 60% dla tkanki kostnej (TK) i 65% w przypadku wyizolowanego pierścienia włóknistego (PW).



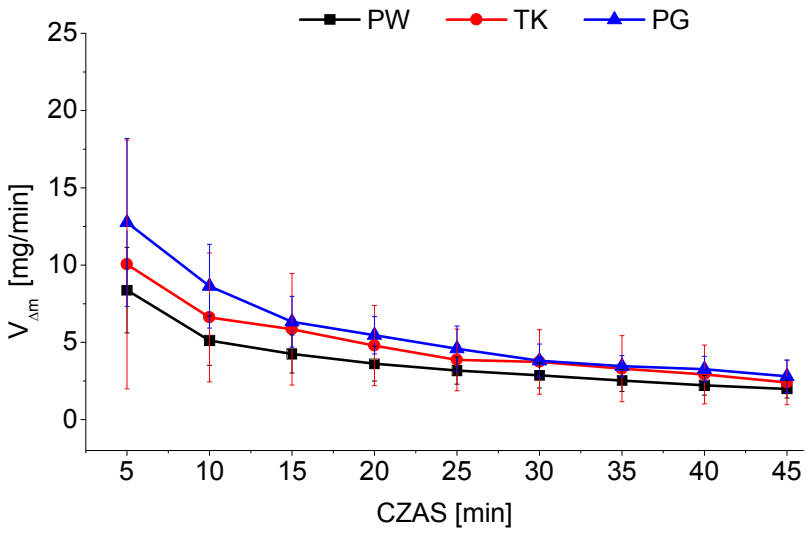
Rys. 2. Charakterystyka przyrostu masy próbki w czasie uwodnienia pierścienia włóknistego z przyczepem kostnym (C) i wyizolowanych elementów segmentu ruchowego: pierścienia włóknistego (PW), płytki granicznej (PG) i trzonu kręgu (TK)

Następnie znając wartości przyrostu masy (Δ_m) w czasie uwodnienia próbek w roztworze soli fizjologicznej wyznaczono prędkość przyrostu masy ($V_{\Delta m}$), opisującą dynamikę procesu uwodnienia segmentu ruchowego. Wartości prędkości wyznaczono zgodnie ze wzorem (2) przyjmując, że zmiana przyrostu masy jest stała w równych odstępach czasu:

$$V_{\Delta m} = \frac{\Delta_m}{t} \tag{2}$$

gdzie:
$V_{\Delta m}$ [mg/min] – prędkość przyrostu masy,
Δ_m [mg] – przyrost masy,
t [min] – czas, t ϵ{0, 5, 10, ...,45}.

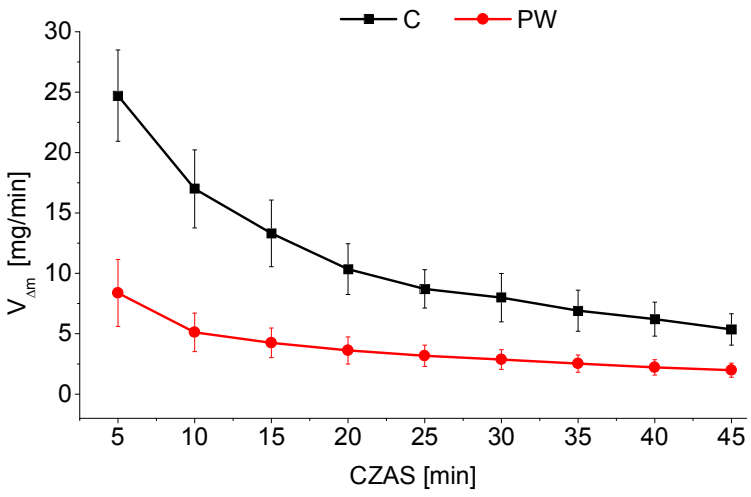
Początkowa prędkość absorpcji roztworu w przypadku wyizolowanych elementów segmentu ruchowego wynosi: 10,04±8,05mg/min dla trzony kręgu, 12,76±5,44mg/min dla płytki granicznej i 8,38±2,77mg/min dla pierścienia włóknistego (Rys. 3). Po upływie 30min, gdzie widoczna był granica spadku przyrostu masy, prędkość zmalała i wynosi: 3,73±2,09mg/min dla TK, 3,80±1,09mg/min dla PG i 2,86±0,82mg/min dla PW. W porównaniu do dynamiki przyrostu masy płytki granicznej i trzonu kręgu średnia prędkość absorpcji płynu przez pierścień włóknisty jest znacznie mniejsza i wynosi 2,40±0,38mg/min.



Rys.3. Charakterystyka krzywej prędkości przyrostu masy elementów segmentu ruchowego kręgosłupa: pierścień włóknisty (PW), płytka graniczna (PG) i trzon kręgu (TK)

Przebieg dynamiki procesu uwodnienia (Rys. 4) wskazuje, że w przypadku próbek pierścienia włóknistego z przyczepem kostnym (C), początkowa prędkość wynosi 24,71±3,78mg/min i jest większa o 68% od prędkości uzyskanej dla próbek wyizolowanego pierścienia włóknistego (PW). Różnica między średnimi wartościami prędkości przyrostu masy w próbkach C i PW po czasie 5min (16,33mg/min), 30min (5,12mg/min) i 45min (3,38mg/min)

W przypadku próbek pierścienia włóknistego z przyczepem kostnym prędkość przyrostu masy spada o 68% po 30min i o 78% po czasie 45min. Zbliżoną zależność wykazują próbki wyizolowanego pierścienia włóknistego dla którego prędkość absorpcji roztworu zmalała do 66% po czasie 30min i 76% po upływie 45min (Rys.3.3).



Rys. 4. Charakterystyka krzywej prędkości przyrostu masy pierścienia włóknistego z przyczepem kostnym (C) i wyizolowany pierścień włóknisty (PW)

Porównując przebieg przyrostu masy oraz dynamikę procesu uwodnienia w przypadku badania wyizolowanego pierścienia włóknistego (PW) i z przyczepem kostnym (C), obserwuje się istotną różnicę wartości przyrostu masy podczas uwodnienia.

W pierwszym przypadku, nasycenie roztworem następuje gwałtownie, z czym związany jest wzrost masy i skok krzywej podczas pierwszych 20-30 minut badania. Przy uwadnianiu wyizolowanego pierścienia włóknistego (PW), w porównaniu do krzywej uzyskanej dla próbek pierścienia włóknistego z przyczepem kostnym (C), widoczna jest już od początku badania, dużo większa stabilność wzrostu masy próbek. Obserwuje się więc trzy razy większy przyrost masy pierścienia włóknistego z przyczepem kostnym, niż bez elementów kostnych i chrzęstnych.

4. PODSUMOWANIE

Przywracanie prawidłowego uwodnienia krążka międzykręgowego jest istotnym elementem, służącym eliminacji wpływu pęcznienia na parametry mechaniczne tkanki [6]. W testach, w których wyznaczana jest wytrzymałość krążka międzykręgowego należy pamiętać o uwzględnieniu warunków fizjologicznych, występujących naturalnie w organizmie. Pierścień włóknisty składa się w 70% z wody [5,7]. Jednocześnie jak wskazują badania Acaroglu i wsp. zróżnicowana zawartość wody pomiędzy zewnętrznymi a wewnętrznymi warstwami tej struktury nie wpływa na szybkość absorpcji płynów [1]. Istotne są więc informacje na temat przywracania prawidłowej koncentracji płynów w czasie badań krążka miedzykręgowego.

Analiza uzyskanych charakterystyk procesu uwodnienia, wskazuje na duży wpływ elementów kostnych i chrzęstnych na uwodnienie samego pierścienia włóknistego. Porównując poszczególne elementy segmentu ruchowego widoczna jest znacznie większa zdolność absorpcji w przypadku płytki granicznej (PG) większa średnio o 31% od wyizolowanego pierścienia (PW) i o 20% od tkanki kostnej (TK) - Rys.3.1. Wynika to z faktu, że płytka graniczna zawiera w sobie zarówno elementy kostne jak i chrzęstne. Porównanie uwodnienia PW i C, wykazało istotną różnicę w absorpcji soli fizjologicznej. Dynamika procesu jest zdecydowanie większa przy współpracy z trzonem kręgu i płytką graniczną niż przy wyizolowanym pierścieniu włóknistym (Rys.3.3).

Dodatkowo obserwuje się jednakowy charakter przebiegu dla wszystkich analizowanych próbek. Wartość krzywych na początku gwałtowanie wzrasta, po czym powoli stabilizuje się, aż do osiągnięcia stanu, w którym nie stwierdza się istotnego przyrostu masy. Początkowe 30min to czas, wystarczający do pełnego, fizjologicznego uwodnienia pierścienia włóknistego.

LITERATURA

[1] Acaroglu E.R., Iatridis J.C., Setton L.A., Foster R.J., Mow VC., Weidenbaum M., *Degeneration and aging affect the tensile behavior of human lumbar anulus fibrosus*. Spine, 1995, 20(24): 2690-2701.
[2] Baker B., Reisky P., *Bóle i choroby kręgosłupa*, wyd. AMBER, Warszawa 2001.
[3] Costi J.J., Hearn T.C., Fazzalari N.L., *The effect of hydration on the stiffness of intervertebral discs in an ovine model*, Clinical Biomechanics. 2002, 17: 446-455.
[4] Dziak A., Tayara S., *Bóle krzyża*, wyd. Firma Handlowo-Usługowa KASPER s.c., Kraków 1997.
[5] Jackson A.R., Gu W.Y., *Transport properties of cartilaginous tissues*, Current Rheumatology Reviews. 2009, 5: 40-50.
[6] Skaggs DL, Weidenbaum M, Iatridis JC, Ratcliffe A, Mow VC., *Regional variation in tensile properties and biochemical composition of the human lumbar anulus fibrosus*. Spine, 1994, 19(12):1310-1319.
[7] Stellman J.M., *Encyclopaedia of occupational health and safety: Ch. 6. Roberts S., Urban J.P.G., Intervertebral disc*, International Labour Office, Geneva 1998.

[8] Żak M., *Energia dyssypacji pierścienia włóknistego krążka międzykręgowego,* Aktualne Problemy Biomechaniki, 2010, 4: 285-288.

THE DYNAMICS OF SWELLING EFFECT OF THE SPINE MOTION SEGMENT ELEMENTS

Praca współfinansowana przez Unię Europejską w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego