Jarosław BANASIEWICZ, Andrzej RYNIEWICZ, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

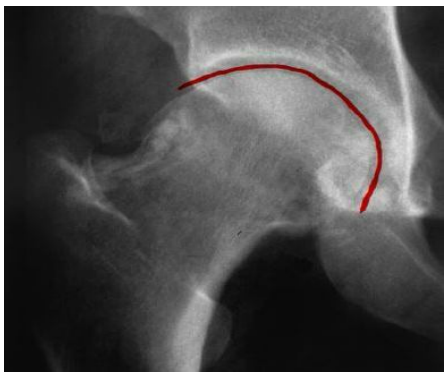
BADANIE WIELKOŚCI SZPARY STAWOWEJ PRZY POMOCY TOMOGRAFII KOMPUTEROWEJ I REZONANSU MAGNETYCZNEGO

Streszczenie: W pracy poruszono problem dotyczący pomniejszania się wielkości szpary stawowej w stawie biodrowym,a zarazem wpływu tego niepożądanego zjawiska na ruchliwość kończyną dolną. Stosując m.in. techniki diagnostyki obrazowej, szpary stawowe można poddawać badaniom, a na podstawie ich analizy określać stan diagnozowanego stawu.

Słowa kluczowe: Szpara stawowa, staw biodrowy, tomografia komputerowa, rezonans magnetyczny.

1. WSTĘP

Stawy oraz układ kostny człowieka stanowią szkielet dla całego organizmu oraz umożliwiają jego przemieszczanie w celu zapewnienia podstawowych funkcji życiowych. Szpara stawowa jest przestrzenią między dwoma powierzchniami stawowymi(rys. 1). Jejwielkość może ulegać zmianie, a sam proces uzależniony jest od wielu czynników tj. wiek,waga, płeć, rasa, geny itp. [2]. Stosując techniki diagnostyki obrazowej, można badać geometrie szpar stawowych i na tej podstawie diagnozować prawidłowe funkcjonowanie stawu lub jego stany patologiczne [3].
Celem pracy była ocena kształtu szpary w stawie biodrowym oraz pomiar jej wybranych parametrów geometrycznych.Pomiary przeprowadzono na określonej grupie pacjentów z wykorzystaniem diagnostyki tomograficznej.



Rys.1. Rentgenogram przedstawiający staw biodrowy z widoczną szparą stawową - region oznaczony czerwoną linią (z racji znikomej absorpcji promieni rentgenowskich przez chrząstkę stawową, szpara wydaje się być względnie wielka) [1]

2. BIOTRIBOLOGIA STAWÓW

Płyn synowialny odgrywa podstawową rolę w tribologii i fizjologii stawów w połączeniu z jego powierzchniami roboczymi. W stawie biodrowym rzeczywisty kształt powierzchni stawowych głowy i panewki oraz ich wzajemna kongruencja lub jej brak, może decydować o mechanizmie smarowania stawu.Specyficzny kształt powierzchni stawowych głowy i powierzchni księżycowatej panewki, nie wykazujących kongruencji, stwarza warunki tarcia płynnego i tym samym może stanowić istotny czynnik w diagnozowaniu choroby zwyrodnieniowej stawów.

3. MATERIAŁ I METODA BADAWCZA

Tomografia komputerowa (CT) i rezonans magnetyczny (MR) są niezwykle dynamicznie rozwijającymi się metodami obrazowania. Związane jest to z odkrywaniem coraz to nowszychi bardziej innowacyjnych rozwiązań[4]. Zastosowanie obu tych metod badawczychpozwoliło na zobrazowanie przestrzeni między powierzchniami stawowymi w stawie biodrowym i określenie jej grubości. Badaniom klinicznym poddano grupę 18 pacjentów o różnym wieku i płci (tab. 1). Na podstawie danych otrzymanych z aparatury medycznej, przeprowadzona została analiza kształtu oraz pomiar szerokości geometrycznej szpary w trzech różnych płaszczyznach (czołowej, poprzecznej i strzałkowej).

Tabela 1. Pacjenci poddani badaniom

Czynnik	**Liczba pacjentów**	**Badani tomografem komputerowym**	**Badani rezonansem magnetycznym**
Wszyscy badani	18	11	7
Płeć badanych osób:			
Kobiety	10	5	5
Mężczyźni	8	6	2
Przedział wiekowy pacjentów poddanych badaniom:			
Kobiety	7-97 lat	34-97 lat	7-56 lat
Mężczyźni	13-78 lat	13-78 lat	51-58 lat

Przed rozpoczęciem badań należało opracować strategie pomiarowe zarówno dla obrazowaniatomografem komputerowym CTjak i rezonansem magnetycznym MR.Parametry,na podstawie których wykonywano serie pomiarowe, przedstawiono w tabelach(tab. 2, 3).

Tabela 2. Strategia pomiarowa do badania tomografem komputerowym CT

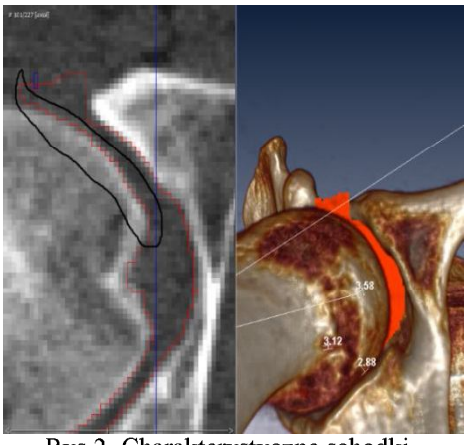
Parametry	Opis	Uwagi
Ułożenie pacjenta/ki:	Na plecach	Zachowanie symetrii
Zdjęcie referencyjne CZR:	Topogram miednicy	0.6 T80s
Płaszczyzna CZR:	Czołowa	Przekroje prostopadłe do płaszczyzny stołu
Dobór okna:	WL: 317, WW: 1140 [jH]	
Grubość warstwy:	1,5 [mm]	Warstwa poprzeczna
Napięcie lampy RTG:	120 [kV]	
Siatka elementów:	512 × 512 elementów	
Środki kontrastujące:	brak	
Przyłożone obciążenie:	brak	

Tabela 3. Strategia pomiarowa do badania rezonansem magnetycznymMR

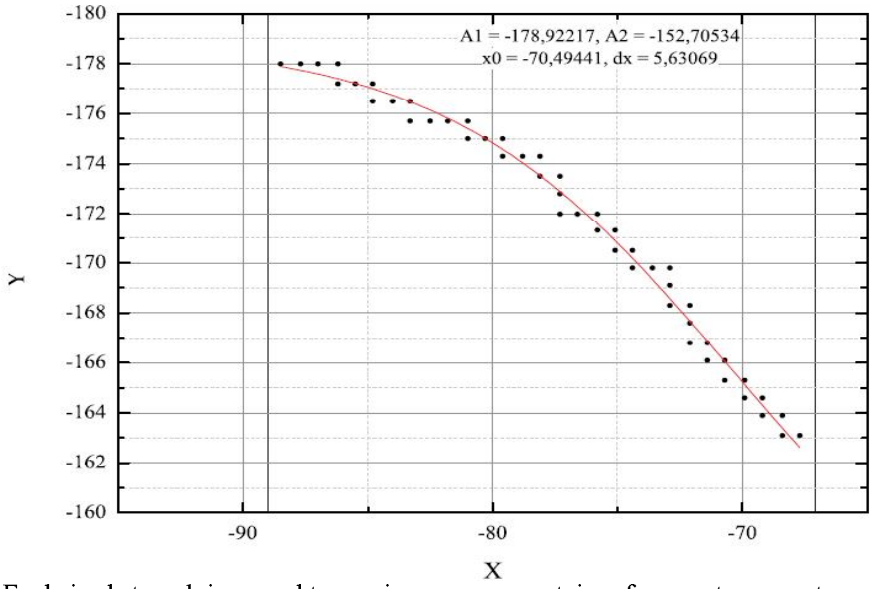
Parametry	Opis	Uwagi
Ułożenie pacjenta/ki:	Na plecach	Zachowanie symetrii
Grubość warstwy:	4,5 [mm]	Warstwa poprzeczna
Moc magnesu pola stałego:	1,5 [T]	
Kąt FA:	30 [^{o}]	
Czas TR:	580 [ms]	
Czas echa:	20 [ms]	
Przyłożone obciążenie:	brak	
Środki kontrastujące:	brak	
Wykorzystywane sekwencje:	GRE, Sag T_2, Sag T_2FRFSE, Cor PD fatsat, Ax T_1FSE	

4. WYNIKI I ICH ANALIZA

Kolejnym etapem była analiza otrzymanych wyników badań. Wykonana rekonstrukcja MPR w programie Amira - 3D Analysis, pozwoliła na zobrazowanie badanej struktury w trzech płaszczyznach (czołowej, poprzecznej oraz strzałkowej). Zdjęcia analizowane były przy trzykrotnym powiększeniu obrazu wejściowego. W efekcie linia zakreślająca obszar szpary stawowej zaczęła przyjmować kształt charakterystycznych "ząbków" bądź schodków. W celu określenia rzeczywistego kształtu szpary stawowej, przeprowadzono ekstrapolacje (rys. 3) fragmentu obszaru przedstawionego na ilustracji (rys. 2).



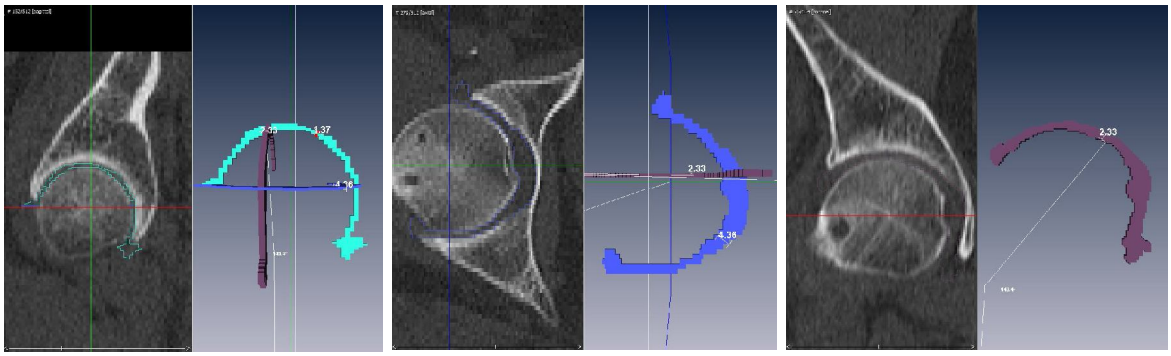
Rys.2. Charakterystyczne schodki



Rys.3. Funkcja ekstrapolująca punkty pomiarowe reprezentujące fragment szpary stawowej

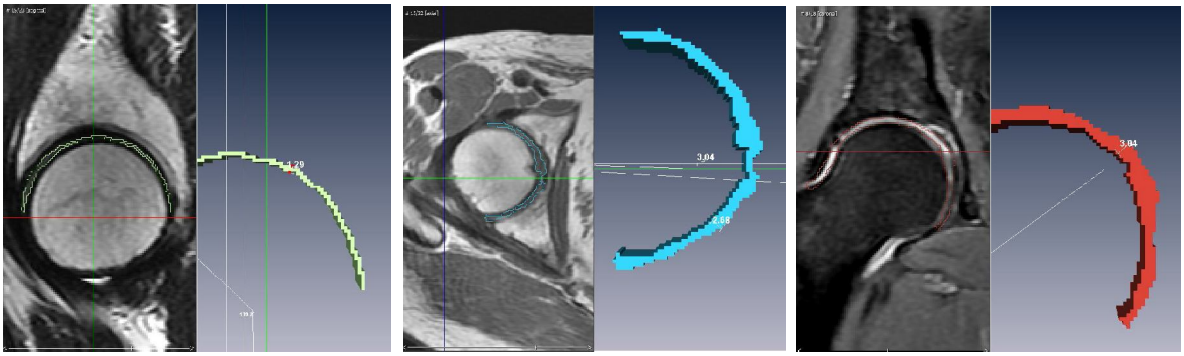
4.1. Analiza obrazów DICOM z rezonansu magnetycznego i tomografu komputerowego

W rozdziale przedstawiono przykładowe ilustracje z pomiarów szerokości szpar stawowych w trzech różnych płaszczyznach. Na podstawie otrzymanych wyników przeprowadzona została analiza statystyczna której wyniki zostały przedstawione w tabelach (tab. 4, 5).



a) **b)** **c)**

Rys.4. Badana szpara tomografem komputerowym CT w płaszczyźnie a) strzałkowej b) poprzecznej i c) czołowej



a) **b)** **c)**

Rys.5. Badana szpara rezonansem magnetycznym MR w płaszczyźnie a) strzałkowej b) poprzecznej i c) czołowej

Tabela 4. Wyniki analizystatystycznejotrzymane na podstawie dokonanych pomiarów szerokości szpary stawowej w stawie biodrowym pacjentów badanych tomografem komputerowym CT

Pacjent	Płeć	Wiek	Szerokość szpary w płaszczyźnie poprzecznej [mm]	Szerokość szpary w płaszczyźnie czołowej [mm]	Szerokość szpary w płaszczyźnie strzałkowej [mm]
1	Mężczyzna	13	8,31	6,38	5,72
2	Mężczyzna	27	1,77	2,55	1,37
3	Mężczyzna	45	2,88	3,58	3,12
4	Mężczyzna	47	3,11	3,57	3
5	Mężczyzna	56	4,36	2,33	1,37
6	Mężczyzna	78	4,58	3,7	1,22
7	Kobieta	34	6,29	3,73	2,14
8	Kobieta	75	5,15	3,17	2,32
9	Kobieta	75	0,43	3,45	1,53
10	Kobieta	82	6,53	2,23	2,44
11	Kobieta	97	5,5	3,23	0,83
∑			53,36	41,37	27,34
Średnia arytmetyczna			4,45	3,45	2,28
Wariancja			5,1832	1,2437	1,8549
Odchylenie standardowe			2,2767	1,1152	1,3620

Tabela 5. Wyniki analizystatystycznejotrzymane na podstawie dokonanych pomiarów szerokości szpary stawowej w stawie biodrowym pacjentów badanych rezonansem magnetycznym MR

Pacjent	Płeć	Wiek	Szerokość szpary w płaszczyźnie poprzecznej [mm]	Szerokość szpary w płaszczyźnie czołowej [mm]	Szerokość szpary w płaszczyźnie strzałkowej [mm]
1	Kobieta	7	1,9	3,21	2,94
2	Kobieta	19	4,13	2,65	3,58
3	Kobieta	24	5,04	3,23	1,91
4	Kobieta	38	3,04	4,35	1,8
5	Mężczyzna	51	2,81	4,56	1,83
6	Kobieta	56	6,51	3,4	2,8
7	Mężczyzna	58	2,68	3,04	1,29
∑			26,11	24,44	16,15
Średnia arytmetyczna			3,73	3,49	2,31
Wariancja			2,5631	0,4911	0,6568
Odchylenie standardowe			1,6010	0,7008	0,8104

Następnie oszacowano niepewność pomiarową badanej szerokości szpary stawowej, wykorzystując w tym celu wyniki badań 45-letniego mężczyzny. W płaszczyźnie strzałkowej (ang. sagittal) dokonano 40-stu pomiarów szerokości jamy stawowej. Na ich podstawie wyliczono niepewność pomiarową posługując się rozszerzoną metodą niepewności standardowej typu A.Po wykonaniu obliczeń otrzymano następującą wartość eksperymentalnego odchylenia standardowego

$$u(X) = sX = 0{,}0431,$$

oraz rozszerzoną wartość niepewności pomiarowej

$$U(X) = 0{,}0863.$$

5. WNIOSKI

Przeprowadzone badania CT i MR umożliwiły opracowanie modelu 3D (rys. 5) przestrzeni między powierzchniami stawowymi w stawie biodrowym. Wykonana analiza statystyczna pozwoliła ocenić rozrzut mierzonej szerokości szpary stawowej oraz oszacować niepewność pomiarową. Stwierdzono zróżnicowanie grubości szpary w zależności od wieku i płci. Obrazy pochodzące z rezonansu magnetycznego MR cechuje nie tylko wysoka rozdzielczość ale również zdolność do zobrazowania tkanki chrzęstnej. Pozwoliło tona bardziej precyzyjny pomiar szerokości szpary stawowej niż w obrazach pochodzących z tomografii komputerowej CT, a dowodzi tego przeprowadzona analiza statystyczna (tab. 4,5).Otrzymane trójwymiarowe obrazy szpary stawowej stanowią podstawę do przeprowadzenia analizy tribologicznej stawu.Zestawienie wyników CT z MR pozwoliło na ocenę kształtu jamy stawowej uwzględniając część kostną oraz część chrzęstną. W celu dokonania bardziej rzetelnej oceny i porównania należałoby wykonać badania oba skanerami na tej samej grupie pacjentów. Tego typu analiza mogłaby ułatwić lekarzom podjęcie decyzji na jakie badanie należy skierować danego pacjenta.

Rys. 6. Rekonstrukcja VRT z nałożonym modelem szpary stawowej

LITERATURA

[1] RadioGraphics: The journal of continuing medical education in radiology. Adult chronic hip Radiographicevaluation http://radiographics.rsna.org/content/20/suppl_1/S3/F54 expansion.html, 2000.
[2] Putz Reinhard and Pabst Reinhard. Atlas anatomii człowieka Sobotta - komplet (cz. 1-2). Elsevier Urban and Partner, Wrocław, 3 edition, 2006. ISBN 83-89581-04-3.
[3] Stanisław Trzaskowski and Trzaskowska Barbara. Metodyka badań rentgenowskich, podręcznik dla lekarza praktyka. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa, 1958.
[4] B. Pruszyński. Radiologia. Diagnostyka obrazowa Rtg, TK, USG, MR i medycyna nuklearna. PZWL, 2008.

STUDYING THE SIZE OF THE ARTICULAR CAVITY BY USING COMPUTED TOMOGRAPHY AND MAGNETIC RESONANCE

Abstract: This article describes the problem involving decrease of articular cavity sizein the hip joint, and also the effect of that phenomenon on lower limb movements. Using diagnostic imaging, articular cavities can be examined, and on the basis of their analysis determine the condition of the target joint.

Mateusz BERESKA, Katarzyna DOBIAS, Maria ZUREK, Inżynieria Biomedyczna, Inżynieria Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

BADANIE WPŁYWU STABILNOŚCI CIAŁA NA CELNOŚĆ RZUTU

Streszczenie: Umiejętność utrzymywania równowagi spełnia ważne funkcje, nie tylko w życiu codziennym człowieka, ale również, odgrywa ważną rolę w wielu dyscyplinach sportowych. Jest to zdolność, która wymaga odpowiednich ćwiczeń, aby mogła jak najlepiej wpływać na wyniki osiągane w sporcie.
Niestety niewiele osób uprawiających amatorsko Dart wie jak odpowiednio kontrolować równowagę, aby rzut w tarczę był jak najbliższy celu.
Celem pracy jest przedstawienie podstawowych pojęć, koncepcji oraz metody umożliwiające analizę wpływu stabilności ciała na celność rzutu.

Słowa kluczowe: celność, stabilna postawa ciała, badania stabilograficzne.

1.WSTĘP

Celność odgrywa kluczową rolę w wielu sportach oraz zawodach. Jest niewątpliwie związana z wieloma parametrami możliwymi do zmierzenia poprzez przeprowadzenie badań stabilograficznych przy pomocy specjalistycznego sprzętu. Badania celności rzutu w wielu przypadkach są wiązane z ruchem nadgarstka, utrzymaniem równowagi, bądź zdolnością do skupienia uwagi[2][3][4]

2. CEL BADAŃ

Celem pracy było przeprowadzenie badań, pozwalających na ocenę związku stabilności postawy ciała z celnością rzutu. Badania zostały przeprowadzone przez studentów Politechniki Śląskiej.

3. METODYKA BADAŃ

Badaniem objęto 11 osób w wieku od 21-26 lat. Każda z osób wykonała trzy rzuty do tarczy (Dart), starając się trafić jak najbliżej środka. Wszyscy badani byli amatorami – ich wcześniejsze doświadczenia związane z rzutkami były zerowe, bądź związane jedynie z rekreacją. Badania przeprowadzono jednego dnia dla wszystkich osób. Pomiary były rejestrowane za pomocą systemu ZEBRIS FDM-S, który umożliwia pomiar reakcji podłoża oraz rozkład nacisku poszczególnych segmentów stopy na platformę. Wyznaczano parametry stosowane do oceny zdolności utrzymywania równowagi w badaniach stabilograficznych takie jak: długość ścieżki, pole elipsy i długości osi elipsy[1]. Podczas rzutu nie narzucano badanym określonej, ogólnie przyjętej za prawidłową techniki – rzut był wykonywany

zgodnie z osobistymi preferencjami i poczuciem komfortu. Każdą badaną osobę fotografowano oraz filmowano wykonywane rzuty.

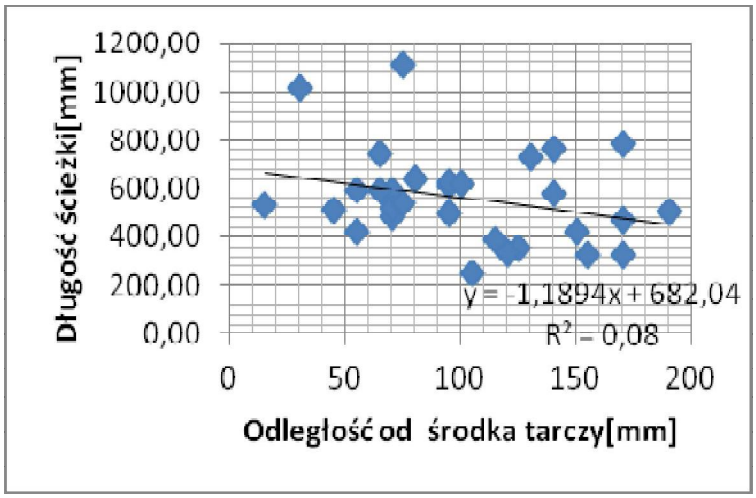
Zdjęcie 1. Przykład postawy pochylonej

Zdjęcie 2. Przykład postawy wyprostowanej

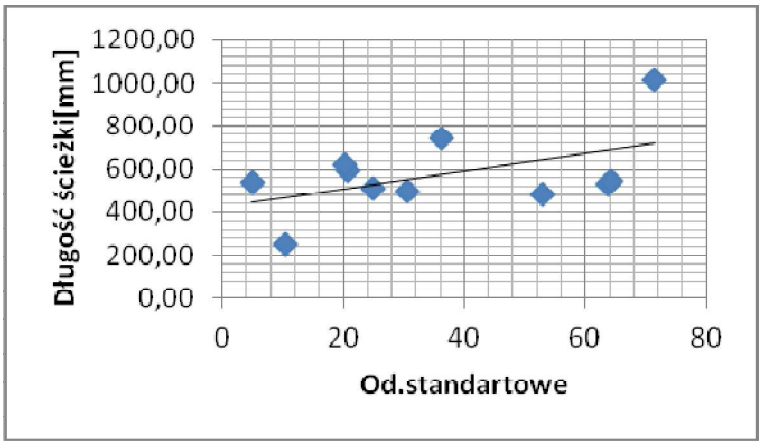
Celność określano mierząc odległość rzutki od środka tarczy (w mm). Otrzymanie wyniki poddano analizie zarówno pod kątem przeglądu danych oraz wykresów, ale także obserwowano filmy i zdjęcia w celu znalezienie czynników wspólnych, różnic oraz ich wpływu na celność.

4. WYNIKI

Na podstawie otrzymanych wyników wykonano wykresy, które przestawiają zależność pomiędzy celnością rzutu (a więc odległość od środka tarczy, w mm) a długością ścieżki, czyli całkowitą drogą, którą przebył środek nacisku stóp badanego w ciągu 30 s, co odzwierciedla poczucie równowagi. Im dłuższa ścieżka tym większa chwiejność osoby rzucającej. Pozwala nam to określić, czy stabilność ciała w jakikolwiek sposób łączy się z celnością rzutu.



Rys.1. Wykres przestawiający zależność długości ścieżki od celności rzutu



Rys.2. Wykres przedstawiający zależność długości ścieżki od odchylenia standardowego

5. WNIOSKI

Otrzymane dane i wykresy są bardzo różnorodne. Wynika z nich, że stabilna postawa ciała nie jest jedynym i głównym czynnikiem wpływającym na celność, ponadto zaobserwowano dużą losowość rzutów, które trafiały blisko środka tarczy, co wiąże się z niskimi umiejętnościami gry w rzutki osób badanych. Duże znaczenie ma także technika rzutu, jednak nie możemy jednoznacznie określić jaka pozycja gwarantuje najlepszą celność, ponieważ badanie przeprowadzono na amatorach, którzy rzucali zgodnie z własnym poczuciem wygody. Obserwując nagrania z przeprowadzonych badań, można stwierdzić, że dobre wyniki były uzyskiwane zarówno przez osoby które utrzymywały stabilną postawę ciała, jak i przez te, które takiej postawy nie utrzymywały. Czynnikiem łączącym wszystkich badanych z wysokimi wynikami jest prosta postawa ciała – osoby które pochylały się do przodu tuż przed wykonaniem rzutu uzyskiwały znacznie gorsze rezultaty.

Analizując wartości odchylenia standardowego i odpowiadające im długości ścieżek, można stwierdzić, że im mniejsza długość ścieżki tym mniej zróżnicowane wyniki dla konkretnej osoby tj. wszystkie rzuty oscylują wokół podobnej punktacji, natomiast osoby o najdłuższych ścieżkach, najmniej stabilnych pozycjach, uzyskiwały najbardziej zróżnicowane wyniki. Praca miała na celu znalezienie odpowiedzi na pytanie, czy stabilna postawa ciała wpływa na celność rzutu, jednakże nie można jednoznacznie na nie odpowiedzieć. Na wyniki miało wpływ wiele czynników, wszyscy badani określali się jako amatorzy, jednakże stopień ich kontaktu z grą różnił się – dla niektórych osób był to pierwszy raz, a inni rzucali

wcześniej w celach rozrywkowych. Aby przeprowadzić pomiary które dałyby miarodajne wyniki oraz jednoznaczne wnioski, należałoby powyższe badania przeprowadzić na doświadczonych zawodnikach. Pozwoliłoby to wyeliminować czynnik losowości związany z brakiem umiejętności badanego, czyli przypadkowo oddanych rzutów blisko środka tarczy.

LITERATURA

[1] Michał Kuczyński, Maria-Luiza Podbielska, Dagmara Bieć, Adam Paluszak, Krzysztof Kręcisz „Podstawy oceny równowagi ciała: czyli co, w jaki sposób i dlaczego powinniśmy mierzyć?" – Katedra Fizjoterapii i Terapii Zajęciowej, Wydział Fizjoterapii, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu; Katedra Biomechaniki, Wydział Wychowania Fizycznego i Fizjoterapii, Politechnika Opolska

[2] J. Schorer , T. Jaitner, R. Wollny, F. Fath ,J. Baker "Influence of varying focus of attention conditions on dart throwing performance" - Exp Brain Res (2012) 217:287–297

[3] Scott W. Wolfe, MD, Joseph J. Crisco, PhD, Caley M. Orr, MA, and Mary W. Marzke "Dart-Throwing Motion of the Wrist: Is It Unique to Humans?" - J Hand Surg Am. 2006 November ; 31(9): 1429–1437

[4] Keith R. Lohse, David E. Sherwood, Alice F. Healy –"How changing the focus of attention affects performance, kinematics and electromyography in dart throwing?" - Human movement Science (2010)

RESEARCH ON INFLUENCE POSTURAL STABILITY ON THROW ACCURACY

Abstract: The ability to maintain balance fulfills important functions not only in everyday life of man, but also plays an important role in many sport disciplines. It is an ability that requires appropriate exercises to influence on the success achieved in sport. Unfortunately, few people doing amateur Dart know how to properly control the balance to make throw the shield close to the target. The paper presents the basic concepts, approaches and methods of analyzing the influence of the stability of the body on throwing accuracy.

Michał BURKACKI, Kamil JOSZKO, Marek GZIK, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

BIOMECHANICZNA ANALIZA WYPADKU SAMOCHODOWEGO Z ZASTOSOWANIEM URZĄDZENIA TYPU HANS PODPIERAJĄCEGO GŁOWĘ ORAZ ODCINEK SZYJNY KRĘGOSŁUPA KIEROWCY

Streszczenie: Celem pracy było dokonanie analizy w środowisku MADYMO wypadku samochodu rajdowego z zastosowaniem urządzenia HANS podpierającego głowę oraz odcinek szyjny kręgosłupa kierowcy. Stworzono model odzwierciedlający warunki panujące w samochodzie rajdowym, który został użyty do symulacji zderzenia przy przyspieszeniu 45G. Na podstawie otrzymanych wyników można stwierdzić, iż system HANS ogranicza urazowość głowy oraz odcinka szyjnego kręgosłupa podczas wypadku. Wpływa on na zmniejszenie siły działającej na odcinek szyjny kręgosłupa, ugięcie w odcinku szyjnym kręgosłupa oraz ugięcie klatki piersiowej.

Słowa kluczowe: Wypadki samochodowe, HANS, MADYMO.

1. WSTĘP

Samochód rajdowy w znacznym stopniu różni się od zwykłego pojazdu pod względem zastosowanych systemów bezpieczeństwa. Wynika to głównie ze zwiększonego prawdopodobieństwa wypadku pojazdu przy dużej prędkości. Jednym z innowacyjnych systemów bezpieczeństwa ostatnich lat jest system HANS podpierający głowę oraz odcinek szyjny kręgosłupa kierowcy. W celu zanalizowania ww. systemu pod względem ograniczenia urazowości głowy oraz szyi stworzono model przy użyciu oprogramowania Madymo.

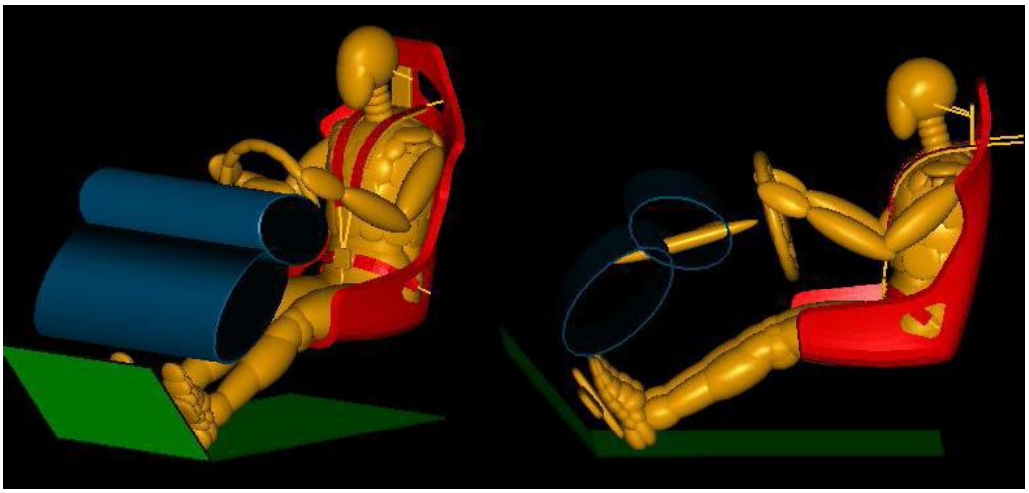
2. SYSTEM HANS

Główną przyczyną zgonów wśród kierowców rajdowych są urazy odcinka szyjnego kręgosłupa. Są one spowodowane gwałtownymi przyspieszeniami działającymi na głowę, podczas gdy korpus zostaje zatrzymany przez pasy bezpieczeństwa. Pęd jednak utrzymuje ruch głowy w przód, powodując również pęknięcia podstawy czaszki i uszkodzenia mózgu. System Hans podczas wypadku utrzymuje prawidłową pozycję głowy w stosunku do całego ciała, przenosząc energię na klatkę piersiową, tułów, ramiona, pasy bezpieczeństwa oraz siedzenie podczas deceleracji głowy. Urządzenie składa się z wyprofilowanej konstrukcji umożliwiającej założenie urządzenia na barki kierowcy (Rys.1), które następnie przypina się paskami do mocowań kasku za pomocą kotw.

Rys.1 Urządzenie HANS

3. PROCES MODELOWANIA

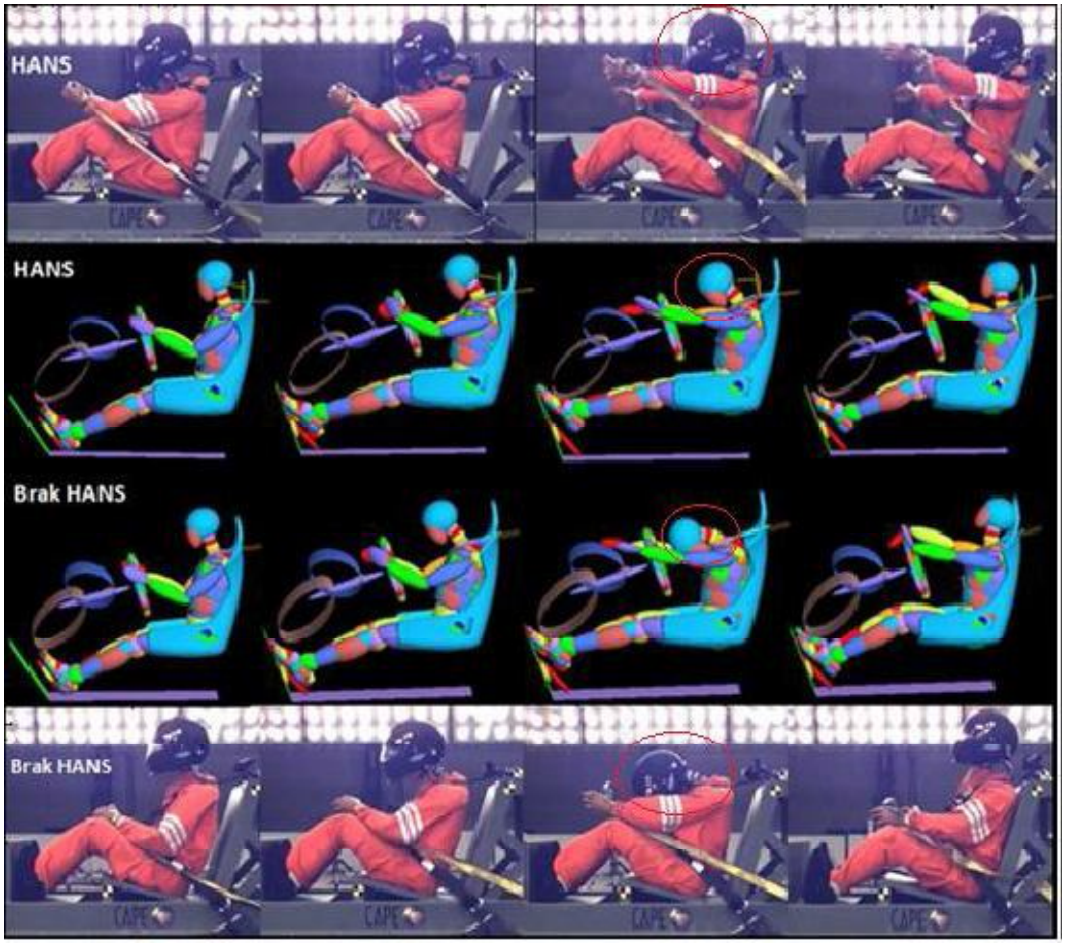
W celu weryfikacji danych podanych przez producenta urządzenia stworzony został model przy pomocy oprogramowania MADYMO (Rys.2). Oprogramowanie te znajduje szerokie zastosowanie do analizy systemów bezpieczeństwa pasażerów z branży motoryzacyjnej i transportowej [2,3,4]. Oprogramowanie zostało opracowane przez holenderską organizację TNO (*Organizati1on for Applied Scientific Research)* wraz z TASS (*Automotive Safety Solutions division*). Model odzwierciedla warunki panujące w samochodzie rajdowym. Składa się on z 50-centylowego manekina Hybrid III (o wadze 77.7kg) umiejscowionego w rajdowym fotelu kubełkowym. Manekin został zaimportowany z bazy dostępnych manekinów udostępnionych przez dystybutora oprogramowania Madymo. Model uwzględnia także System Hans wraz z pięciopunktowym systemem pasów bezpieczeństwa.



Rys.2 Model w oprogramowaniu Madymo

4. WERYWIKACJA MODELU

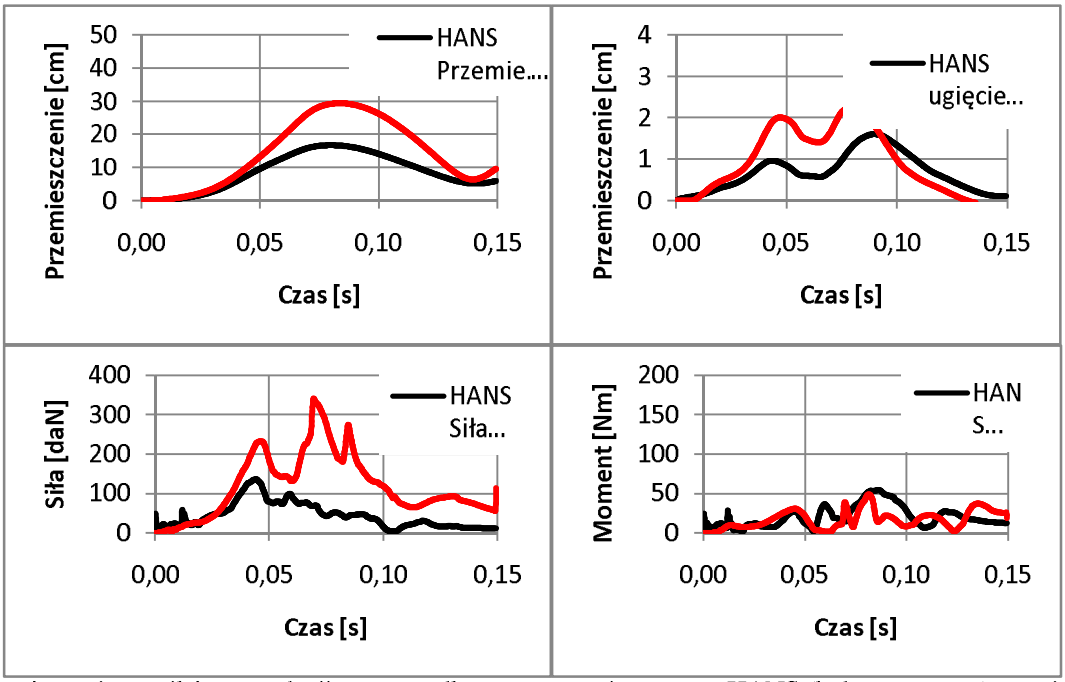
Model został zweryfikowany z filmem z testu zderzeniowego (Rys.3) przy przyspieszeniu 45G przeprowadzonym przez *The Center for Advanced Product Evaluation* (CAPE) z użyciem manekina Hybrid III odpowiadającego wymiarami oraz masą manekinowi z przeprowadzonej symulacji. Badanie eksperymentalne zostało przeprowadzone w odmiennych warunkach (między innymi brak zastosowania fotela kubełkowego) jednak przemieszczenie głowy jak i ugięcie odcinka szyjnego kręgosłupa są na podobnym poziomie.



Rys.3 Porównanie kinematyki modelu z testem zderzeniowym z oraz bez użycia systemu HANS

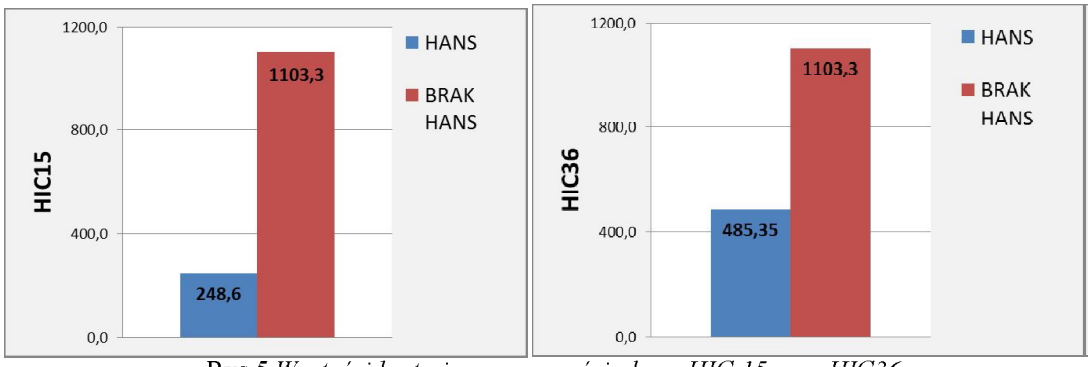
5.WYNIKI

Badania wykazały, iż system HANS zmniejsza przemieszczenie głowy o 12cm, wpływa także na zmniejszenie ugięcia w klatce piersiowej podczas wypadku. System zmniejsza także trzykrotnie siłę działającą na odcinek szyjny kręgosłupa, co jest zgodne z parametrami podanymi przez producenta. Wyniki wykazały również zwiększenie momentu działającego na odcinek szyjny o 10 Nm (Rys.4). Wynika to z „przytrzymania" głowy przez system HANS podczas wypadku.



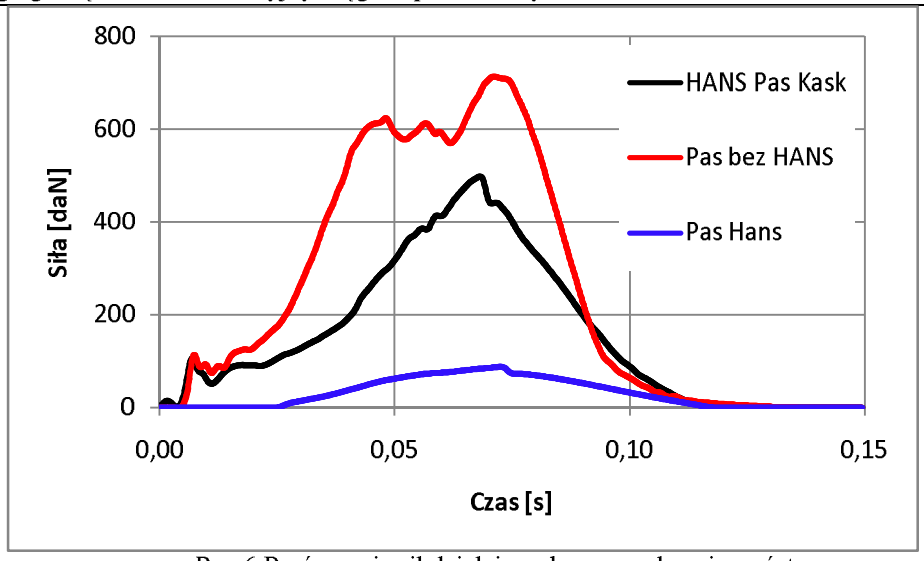
Rys.4 Porównanie wyników symulacji w przypadku zastosowania systemu HANS (kolor czerwony) oraz jego braku (kolor czarny)

Badania wykazały, iż system HANS zmniejsza czterokrotnie parametr HIC15 oraz dwukrotnie HIC36 ograniczając w znacznym stopniu urazowość głowy (Rys.5). Zmniejszenie parametru HIC spowodowane jest ograniczeniem działania wysokiego przyspieszenia działającego na głowę kierowcy dzięki zastosowaniu w urządzeniu pasów (łączących Kask z systemem HANS), które wygładzają krzywą przyspieszenia. Parametr HIC od wartości 1000 jednostek oznacza prawdopodobieństwo wystąpienia ciężkich obrażeń głowy według skali MAIS [5].



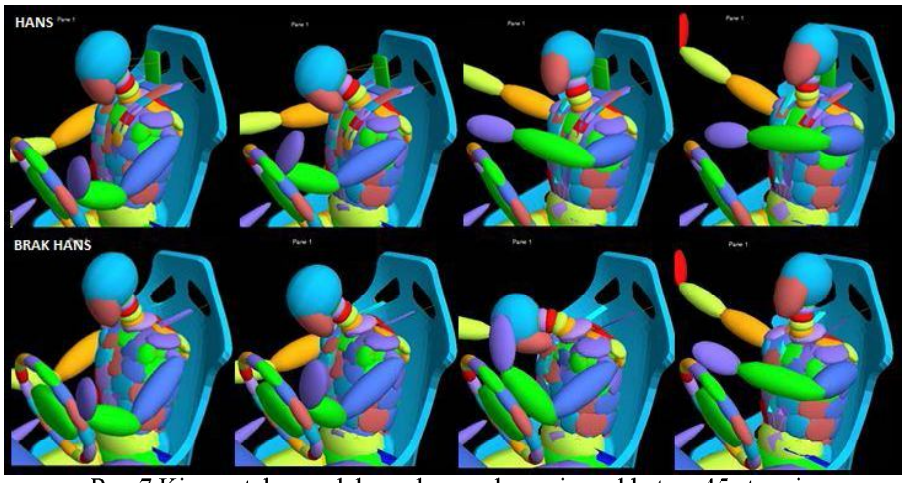
Rys.5 *Wartości kryterium urazowości głowy HIC 15 oraz HIC36*

Dzięki przeprowadzonym badaniom zbadano siłę działającą na pasy bezpieczeństwa podczas wypadku (Rys.6). W przypadku braku systemu HANS maksymalna siła działająca na Pas ramienny wyniosła 7000 N. Poprzez zastosowanie systemu HANS siła ta została zmniejszona do wartości 5000 N. Maksymalna siła działająca na pas systemu HANS wyniosła 1000 N.



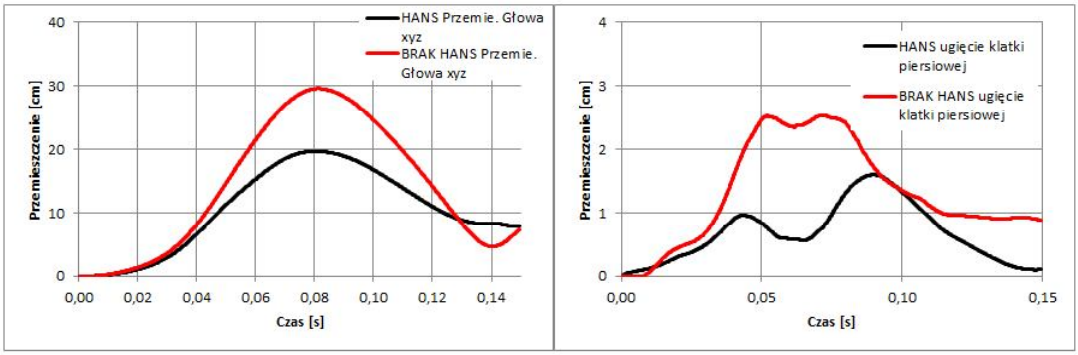
Rys.6 Porównanie sił działających na pasy bezpieczeństwa

W ramach pracy przeprowadzono także symulację wypadku, w którym samochód rajdowy ulega zderzeniu pod kątem 45^0. Symulacja ta została przeprowadzona ze względu na częste występowanie w rzeczywistości wypadków w takich warunkach. (Rys.7).



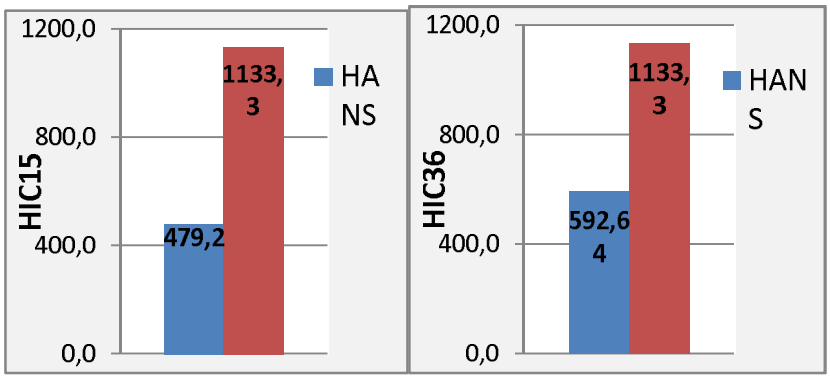
Rys.7 Kinematyka modelu podczas zderzenia pod kątem 45 stopni.

System również w tym przypadku ogranicza przemieszczenie głowy oraz ugięcie w odcinku szyjnym kręgosłupa kierowcy (Rys.8).



Rys.8 Przemieszczenie głowy oraz ugięcie klatki piersiowej podczas wypadku pod kątem 45 stopni.

Podczas zderzenia pod kątem 45^0 system HANS zmniejsza dwukrotnie parametry HIC15 oraz HIC36 (Rys.9). Są one większe niż podczas wypadku czołowego, jednak nadal nie przekraczają wartości 1000 wskazującej na duże prawdopodobieństwo wystąpienia poważnych urazów głowy.



Rys.9 Wartości HIC dla zderzenia pod kątem 45 stopni

LITERATURA

[1] Hubbard, R., P. Begeman, and J. Downing, "Biomechanical Evaluation and Driver Experience with the Head and Neck Support", Motor Sports Engineering Conference 1994. Proceedings. Volume 1: Vehicle Design Issues. Warrendale, SAE, Dec 1994, p.7-15

[2] Yang Hongying, Yang Jikuang, "Optimization of Anti-Whiplash Seat", State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing for Vehicle Body, Hunan University, Changsha, China 99

[3] Guo Qixin , Yang Jikuang, Zhang Bin, "A Study on Protecting of the Far Side Occupants Based on Road Traffic Accident Reconstruction", State Key Laboratory of Advanced and Manufacture for Vehicle Body, Hunan University, Changsha

[4] Zhang Yaohui, Ju Chunxian , Yue Guohui, Chen Xianling, Sun Huafeng, "Simulation Analysis of the Rear Seat Female in Front Impact" , R&D Center of Great Wall Motor Company, Automotive Engineering Technical Center of Hebei Province Hebei Baoding , China

[5] MURRAY MACKAY, The increasing importance of the biomechanics of impact trauma Sadhaa Vol. 32, Part 4, August 2007, pp. 397–408.

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF CAR ACCIDENT WITH APPLICATION OF HANS DEVICE SUPPORTING THE HEAD AND CERVICAL SPINE OF THE DRIVER.

Abstract: The aim of this study was to analyze a rally car accident in MADYMO software with use of the HANS device supporting head and cervical spine of the driver. Created model reflects the construction and equipment of a rally car which was used to simulate a 45G accident. Based on the results it can be said that the HANS system reduces trauma of the head and cervical spine during accident. It also reduces force affecting cervical spine, deflection of the cervical spine and chest deflection.

Grzegorz BOGUSŁAWSKI, Jacek GRALEWSKI, Ryszard GRĄDZKI,
Zakład Podstaw Techniki i Ekologii Przemysłowej, Politechnika Łódzka, Łódź

MODELOWANIE ORTEZY KOŃCZYNY DOLNEJ

Streszczenie: Stosunkowo łatwo jest zaobserwować jak na przestrzeni lat zmieniły się protezy i ortezy. Indywidualne dopasowanie protez oraz ortez przyczyniło się do zminimalizowania dyskomfortu odczuwanego przez pacjenta podczas użytkowania wyżej wymienionych zaopatrzeń. Przedstawione wyniki prowadzonych badań pokazują specjalistom z dziedziny ortotyki alternatywne metody wspomagające przygotowanie ortez, a tym samym umożliwią na dokładniejsze prace korekcji konstrukcji ortotycznych. Opisane techniki pozwolą przeprowadzać kilka wariantów opracowania i określić efekty bez żmudnych rzemieślniczych prób. Zminimalizują problemy związane z pobieraniem form kończyny dolnej pacjenta, co wpłynie na poprawę dopasowania ortezy.

Słowa kluczowe: orteza, modelowanie 3D, analiza MES

1. WSTĘP

Orteza jest zewnętrzną konstrukcją techniczną, dopasowaną do kończyny lub tułowia, wspomagającą lub zastępującą funkcję statyczną i ruchową zaopatrywanego segmentu oraz zabezpieczającą przed powstaniem deformacji lub pogłębianiem się zniekształceń już istniejących [3].

Projektowanie i wykonanie przedmiotu ortopedycznego wymaga analizy anatomicznej oraz biochemicznej zaopatrywanego odcinka i całego ciała [1,4,5,6].

W przypadku indywidualnego przygotowania ortezy o konstrukcji bardziej skomplikowanej stosuje się formy będące odlewem gipsowym kończyny dolnej. Proces ten jest czasochłonny i obarczony pewną niedokładnością wynikającą z odkształceń presyjnych powierzchni kończyny dolnej podczas tworzenia formy.

W tak przygotowanych ortezach często konieczne są poprawki i zmiany w konstrukcji przedmiotu w celu wyeliminowania niekorzystnych nacisków na skórę kończyny dolnej. Przy prowadzeniu prac korekcyjnych zachować należy właściwą sztywność konstrukcji, a w odpowiednich strefach ortezy zakres dopuszczalnych odkształceń. Wymaga to dużego doświadczenia specjalisty tworzącego ortezę [3].

Dzięki nowoczesnym rozwiązaniom z zakresu technik CAD/CAM możliwe stało się opracowanie systemów wspomagających często intuicyjne działania specjalistów ortotyków.

2. METODYKA BADAŃ

2.1. Cel i obiekt badania

Celem badania jest opracowanie systemu wspomagającego prace specjalistów ortotyki przy pracach korekcyjnych konstrukcji ortez. Komputerowe wspomaganie projektowania ma

pomóc w określeniu wpływu dokonywanych zmian kształtu protezy na jej cechy użytkowe takie jak: sztywność, zdolność do odkształceń w poszczególnych strefach oraz charakter tych odkształceń.

W przypadku zaopatrzenia ortotycznego u dzieci, u których istotnym problemem jest brak cierpliwości i ruchliwość podczas tworzenia form gipsowych, będących bazą do konstruowania indywidualnych ortez podjęto próbę zastosowania skanera 3D wspomagającego proces projektowania i tym samym wyeliminowania niekorzyści wynikających z klasycznych metod opartych na formach gipsowych. Zastosowanie skanowania optycznego polegającego na robieniu serii zdjęć w ułamku sekundy, a następnie złożenia tych zdjęć w model 3D eliminuje wszelkie kwestie związane z ruchliwością dzieci, co przy wcześniejszych technikach skanowania było istotnym problemem. Dla specjalistów opierających się na klasycznych metodach przygotowania ortezy wykorzystujących modele gipsowe rozwiązaniem będzie generowanie tych modeli za pomocą wydruku 3D z wszelkimi za tym idącymi możliwościami korekty.

Obiektem badań jest dziecięca orteza stawu skokowego typu GRAFO (Groung Reaction Ankle Foot Orthotic) wykonana z pre-impregnowanego włókna węglowego (PRE-PREG) przedstawiona na rys.1.

GRAFO jest zaopatrzeniem przeznaczonym dla pacjentów z niepełnym wyprostem stawu kolanowego, w przebiegu różnych schorzeń, głównie:

mózgowego porażenia dziecięcego,

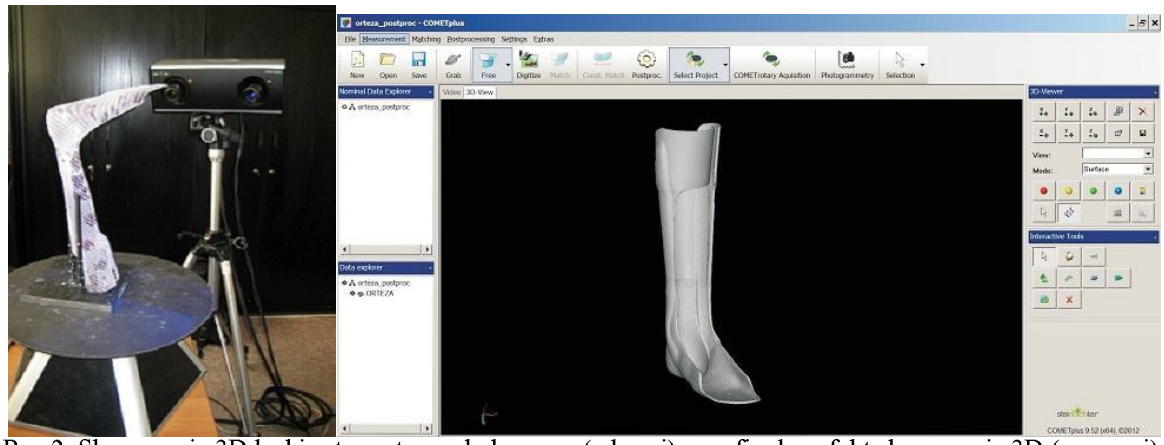
przepukliny oponowo-rdzeniowej.

Rys. 1. Dziecięca orteza stawu skokowego typu GRAFO

Orteza może być zastosowana jedynie w przypadku gdy staw kolanowy może być biernie skorygowany do pełnego wyprostu, przy jednoczesnym ustawieniu stopy w pozycji pośredniej (kąt 90°) Efektem używania zaopatrzenia GRAFO jest wspomaganie wyprostu stawu kolanowego oraz korekcja stopy względem podudzia [3,6].

2.2. Stanowisko badawcze

Do wykonania skanów ortezy stawu skokowego został wykorzystany skaner optyczny światła strukturalnego COMET LƎD, stojak COMET rotary 30/460, stojak z możliwością ręcznego obrotu czy też nachylenia osi oraz komputer wyposażony w odpowiednie oprogramowanie. Stanowisko badawcze wraz z przygotowaną ortezą zostało przedstawione na rysunku poniżej (Rys. 2).



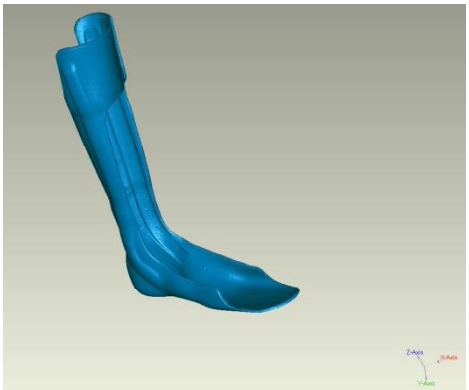
Rys.2. Skanowanie 3D łuski ortezy stawu skokowego (z lewej) oraz finalny efekt skanowania 3D (z prawej)

Proces skanowania polega na sczytywaniu współrzędnych x,y,x punktów badanej powierzchni i przedstawieniu jej w postaci chmury punktów.
Następnie wykorzystując program GeoMagic przeprowadzono obróbkę uzyskanego obrazu w celu przygotowania powierzchni do dalszych prac projektowych z wykorzystaniem programu INVENTOR firmy Autodesk oraz analiz wytrzymałościowych przy użyciu programu ANSYS.

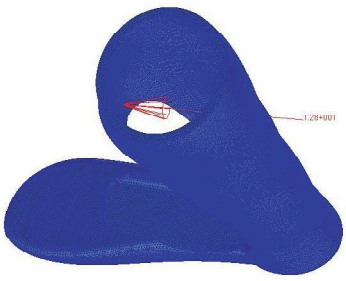
2.3. Modelowanie ortezy

Przeprowadzono także skanowanie formy gipsowej, które miało na celu przeprowadzenie analizy określającej stopień dopasowania wykonanej łuski w stosunku do formy gipsowej będącej odzwierciedleniem powierzchni kończyny dolnej małego pacjenta. Dotychczas ocena taka była bardzo sugestywna i opierała się na wywiadzie specjalista-pacjent. W dalszym etapie prac badawczych wykonane zostaną mapy graficzne ukazujące stopień dopasowania, które pozwolą ortotetykowi dokładnie określić współpracę powierzchni ortezy z kończyną dolną.

Uzyskane skany 3D łuski ortezy stawu skokowego (rys.3) zostały poddane obróbce komputerowej (GeoMagic) (rys.4) i przekonwertowane do formatów CAD w celu dalszych prac projektowych polegających na wprowadzaniu wirtualnych zmian w konstrukcji ortezy i oceny cech użytkowych takich jak sztywność i podatność na odkształcenia.
Do analizy naprężeniowo-odkształceniowej przyjęto model obciążenia zakładający całkowite zwiotczenie mięśni, uwzględniono masę własną pacjenta (BW) oraz założenia biomechaniki chodu - zgięcie podeszwowe 15°-20° i składowe reakcji podłoża do 120% BW [1].

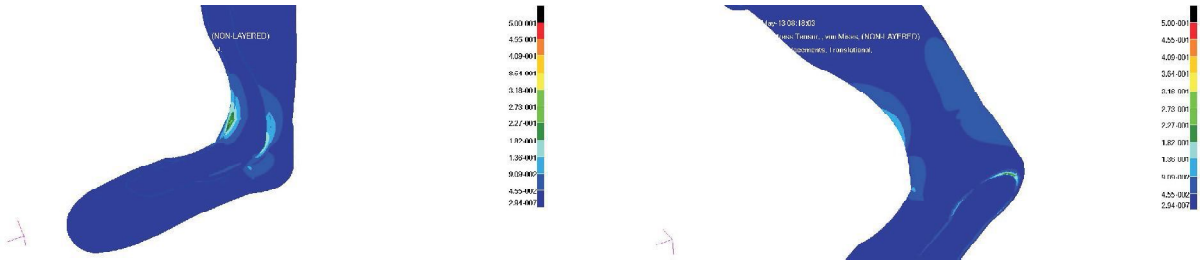


Rys.4. Opracowana programowo (GeoMagic) łuska ortezy stawu skokowego.



Rys.5. Model obciążenia łuski ortezy

Przyjęto obciążenie siłą skupioną 13N przyłożoną w miejscu przedstawionym na Rys.5., a także policzono wariant dla 15 sił skupionych o łącznej wartości 13N. Wyniki analizy naprężeniowej zostały przedstawione w postaci graficznej (Rys.6) ukazując mapę rozkładu naprężeń zredukowanych w [MPa].



Rys.6. Mapa rozkładu naprężeń zredukowanych[MPa]

3. WNIOSKI

Badania mają charakter aplikacyjny dlatego opisane wstępne wyniki prowadzonych badań pomogą w dalszym etapie specjalistom z dziedziny ortotyki na dokładniejsze prace korekcji konstrukcji ortez z uwzględnieniem analizy odkształceniowo-naprężeniowej. Pozwolą przeprowadzać kilka wariantów opracowania i określać efekty bez żmudnych rzemieślniczych prób. Zminimalizują problemy związane z pobieraniem form koniczyny dolnej pacjenta, co wpłynie na poprawę dopasowania ortezy. W przypadku dzieci z porażeniem mózgowym będą jedyną informacją potwierdzającą optymalne dopasowanie ortezy do kończyny. W dalszych badaniach będzie można proces wytwarzania ortez rozbudować o systemy CAM.

LITERATURA

[1] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M.: Biomechanika narządu ruchu człowieka. Wyd.1. Instytut Technologii Eksploatacji - PIB, Radom, 2011
[2] Będziński R.: Biomechaniki inżynierska,. , Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997
[3] Przeździak B., Nyka W.: Zastosowanie kliniczne protez, ortez i środków pomocniczych, VIA MEDICA, Gdańsk 2008
[4] Wałocha J., Skawina A., Gorczyca J.: Anatomia prawidłowa człowieka; Wyd. UJ; Kraków 2006
[5] Dąbrowski J.R.: Inżynieria ortopedyczna i rehabilitacyjna, Wydawnictwo Politechniki Białostockiej, Białystok 2008
[6] Z. Wrzosek, J. Bolanowski, Podstawy rehabilitacji dla studentów medycyny, PZWL, Warszawa 2011

MODELLING OF LOWER LIMB ORTHOSES

Abstract: It can be easily noticed how prostheses and orthoses have evolved within last decades. Current technology enables to produce medical equipment of the type, thanks to which patients do not have to give up active lifestyle they were used to. Possibility of personal adjustment of prostheses or orthoses minimises discomfort felt by users. Results of performed study will help orthotics specialists in more precise correction of orthoses structure. It will allow them to create and analyse multiple design variants and evaluate them avoiding standard laborious procedures. Minimising problems related to obtaining lower limb cast is expected as well, thus, better fit of orthoses will be achieved.

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

STRUKTURY FUNKCJONALNE W IMPLANTOLOGII

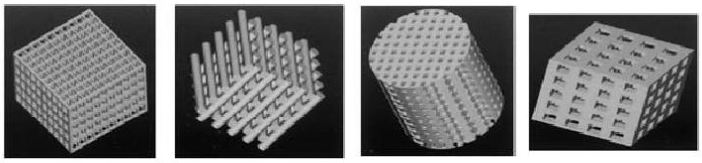
Streszczenie: W poniższej pracy określono jaką porowatość powinny mieć struktury funkcjonalne, aby tkanka kostna wrosła we wnętrze zbudowanego implantu. Określono różne czynniki jakie powinna spełniać taka struktura, takie jak biozgodność, biotolerancja, wytrzymałość mechaniczna i moduł Younga. Na podstawie przeglądu literatury stwierdzono, że w trakcie modelowania struktur funkcjonalnych, nie jest wymagane idealnie odwzorowywanie architektury tkanki kostnej, w celu umieszczenia implantu w miejscu ubytku kostnego. Budowa struktur funkcjonalnych może być zróżnicowana, ale musi zachować określoną wielkość porów w celu zasiedlenia komórek kościotwórczych w jej wnętrzu.

Słowa kluczowe: struktura funkcjonalna, implant, porowatość, technologia SLM

1. WSTĘP

Często dochodzi do urazów, chorób oraz nowotworów kości [3, 7, 10], które w konsekwencji mogą prowadzić do powstania ubytków tkanki kostnej. Tak powstałe ubytki nie są w stanie same się odbudować, dlatego wcześniej w to miejsce umieszczano fragment kości pozyskany np. z talerza biodrowego pacjenta, z przedniego odcinka grzebienia kości biodrowej, z trzonu kości piszczelowej czy nawet z żeber. Obecnie w celu uzupełnienia takiego ubytku w kości wykorzystuje się jednolite implanty.

Czas przebywania implantów w organizmie człowieka jest różny i zależy od tego czy są one krótkotrwałe czy długotrwałe. Czas bezpiecznego użytkowania w środowisku tkankowym implantów krótkotrwałych nie powinien być większy niż dwa lata, a długotrwałych może znacznie przekroczyć dwadzieścia lat [15]. Ponadto połączenie kość – implant może ulec zmianie, co wpłynie negatywnie na proces osteointegracji (zrost tkanki kostnej z powierzchnią implantu). W konsekwencji należy wymienić implant w organizmie. Jednym z najczęściej wymienianych implantów jest endoproteza stawu biodrowego. W 2010 roku w Polsce przeprowadzono 49 297 zabiegów alloplastyki stawu biodrowego [18]. Zabiegi te najczęściej dotyczą osób starszych (po 60 roku życia).



Rys.1. Przykłady prostych struktur funkcjonalnych [14]

W celu zapobiegnięcia stanom zapalnym w połączeniu kość – implant zaczęto konstruować porowate struktury funkcjonalne, które mają przejąć funkcję zastępowanego

fragmentu kostnego. Struktury funkcjonalne mają za zadanie spełniać określoną funkcję w miejscu jej wprowadzenia (funkcję podporową, remodelingu). Umieszczone chirurgicznie struktury (implanty) w ubytku kostnym mają za zadanie przenosić obciążenie oraz powinny charakteryzować się określoną sztywnością i porowatością w celu ułatwienia migracji komórek. Struktury są projektowane poprzez powielanie prostych komórek elementarnych (prostokątów, brył kulistych) (rys. 1). Skomplikowane przestrzenne struktury funkcjonalne można wybudować za pomocą technologii generatywnej, jaką jest np. laserowa mikrometalurgia [4]. Laserowa mikrometalurgia w przeciwieństwie do metod tradycyjnych, takich jak np. obróbka skrawaniem, pozwala zmniejszyć masę elementu, zmodyfikować sztywność (porównywalną ze sztywnością kości, którą implant ma zastępować), utworzyć przestrzeń dla narastających komórek, które wspomagają osteointegrację [16]. Rusztowanie zbudowane z takiej struktury umożliwia wrośnięcie w jej wnętrze komórek kostnych, w celu odbudowy tkanki kostnej. Określona porowatość struktury funkcjonalnej zapewnia lepszą migrację komórek. Dzięki temu następuje rozwój tkanki kostnej w zaprojektowanej strukturze funkcjonalnej, a w konsekwencji odbudowa kości. Struktury funkcjonalne mogą być umieszczane w ubytkach tkanki kostnej oraz tkanki miękkiej przy zachowaniu odpowiedniej porowatości oraz wytrzymałości mechanicznej zbliżonej do zastępowanej struktury kostnej.

2. OPIS ZAGADNIENIA

Wyróżniamy dwa rodzaje tkanki kostnej: tkankę kostną zbitą oraz gąbczastą. Ta pierwsza znajduje się na zewnątrz kości, natomiast tkanka kostna gąbczasta w jej wnętrzu. Charakterystyczny dla tkanki kostnej zbitej jest zwarty układ blaszek kostnych, w których są jamki kostne. Układają się one koncentrycznie wokół kanałów Haversa, tworząc osteon (podstawową jednostkę strukturalną tkanki kostnej). W tkance kostnej gąbczastej blaszki kostne wchodzą w skład beleczek kostnych (rys. 2), które są ze sobą połączone tworząc jamki szpikowe. Przestrzenny układ beleczek kostnych w tkance gąbczastej powoduje zwiększenie odporności kości na działanie sił wywołujących deformację, jak również zwiększa jej sztywność.

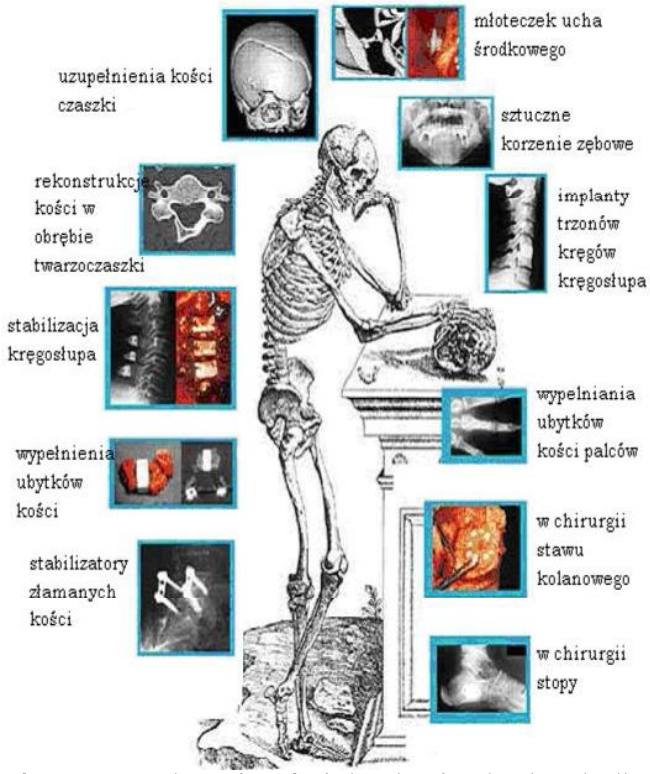
Rys.2. Ułożenie beleczek kostnych w kości udowej [13]

Z mechanicznego punktu widzenia kość charakteryzuje się anizotropowymi właściwościami. Jest to materiał nieliniowy i lepkosprężysty (połączenie cech materiału idealnie sprężystego i lepkiej cieczy Newtonowskiej) [1, 2]. Takie właściwości są związane z budową tkanki kostnej, jak również z jej porowatością. Ażurowe ułożenie beleczek kostnych w kościach umożliwia przenoszenie znacznych obciążeń oraz amortyzację przeciążeń.

Projektując odpowiednią strukturę funkcjonalną należy zwrócić uwagę na wiele czynników, jakie powinna spełniać. Przede wszystkim powinna charakteryzować się odpowiednimi właściwościami mechanicznymi takimi, jakimi cechuje się tkanka, którą ma

zastąpić. W przypadku ubytków kostnych implant zbudowany ze struktury funkcjonalnej powinien charakteryzować się określoną budową, która będzie spełniać funkcje kości (funkcję podporową, transportową oraz funkcję remodelingu) [8, 12]. Zatem struktury funkcjonalne muszą być wielofunkcyjne, czyli muszą być w stanie przenosić obciążenia tak jak kość. Powinny charakteryzować się budową umożliwiającą transport płynów wewnątrzustrojowych oraz umożliwiać przebudowę struktury tkanki kostnej do obciążenia zewnętrznego. Dodatkowo taka struktura funkcjonalna, tak jak każdy implant zastępujący chorą lub uszkodzoną kość, powinien być biozgodny i cechować się określonymi parametrami wytrzymałościowymi. W celu spełnienia powyższych założeń struktura powinna być porowata. Wielkość porów powinna umożliwić wrośnięcie komórek we wnętrze struktury.

Według naukowców rozmiar porów w implancie wynoszący 100µm umożliwia wrośnięcie w implant komórek. Badania wykazały [5, 17], że implanty o rozmiarze porów 15-40µm umożliwiają jedynie miejscowe wrośnięcie w implant tkanki włóknistej. Natomiast wielkość porów z zakresu 40-100µm pozwala już na wrośnięcie w implant tkanki łącznej. Tkanka kostna ulega infiltracji, ale tylko do porów największych ponad 100µm. Najlepszą porowatością okazały się jednak pory o wielkości 200µm, ponieważ tkanka kostna bardzo dobrze wrastała się we wnętrze implantu. Jeszcze inni badacze zwiększyli zakres wielkości porowatości, jaką powinny cechować się implanty. Uznali oni, że wielkość porów powinna odpowiadać rozmiarom kanałów Haversa, czyli 250-300µm [6, 9, 17].



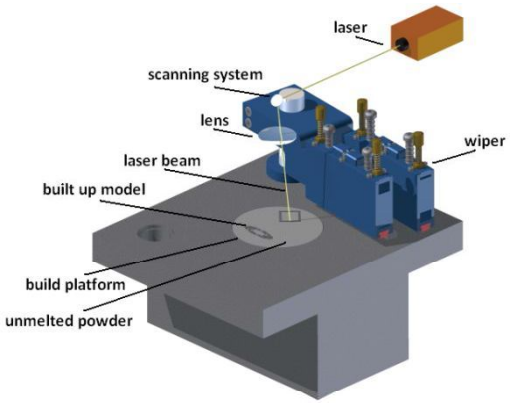
Rys.3. Zastosowania struktur funkcjonalnych w implantologii [17]

Przy projektowaniu struktur funkcjonalnych, oprócz uwzględnienia ich porowatości, należy również zaprojektować pory tak, aby łączyły się one ze sobą budując sieć identycznych porów o tej samej wielkości. Ponadto ważna w implantologii jest biozgodność materiału z jakiego będzie zbudowany implant, aby nie zostały wywołane stany zapalne w miejscu połączenia kość – implant. Struktury funkcjonalne nie mogą również wykazywać działania kancerogennego oraz toksycznego na organizm [11]. Ważne jest, aby budowa takich struktur była biofunkcjonalna, czyli spełniała określone właściwości fizyczne i mechaniczne, takie jak wytrzymałość mechaniczna oraz moduł Younga.

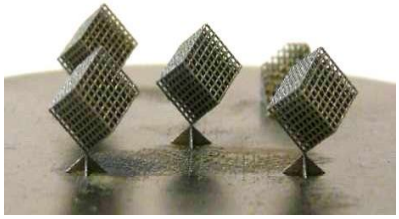
W medycynie wykorzystuje się różne implanty, które różnią się od siebie budową, składem i właściwościami mechanicznymi. W zależności od zapotrzebowania wykorzystuje się implanty metalowe lub biodegradowalne, implanty z nośnikami leków, z pamięcią kształtu. Również struktury funkcjonalne mogą mieć szerokie zastosowanie w implantologii w celu uzupełnienia ubytków kostnych lub tkanek miękkich (rys. 3).

Najważniejszymi obszarami zastosowania struktur funkcjonalnych jest uzupełnienie ubytków w okolicach twarzo-czaszki; implanty zębów - mostki, protezy stawów. Struktury funkcjonalne mogą mieć również zastosowanie w uzupełnianiu wnętrza protez np. mogą wypełnić trzon endoprotezy w celu uzyskania mniejszego ciężaru protezy. Zbudowana struktura powinna eliminować zjawisko stress shieldingu, czyli zmniejszyć sztywność implantu w celu nienaruszenia właściwych naprężeń obszarów zdrowej tkanki. W przeciwnym razie zgodnie z prawem Wolfa dojdzie do zaniku tkanki.

Do wybudowania struktur funkcjonalnych wykorzystuje się technologie generatywne np. technologię SLM (Selective Laser Melting – laserową mikro metalurgię proszków). Laserowa mikrometalurgia proszków polega na miejscowym spiekaniu proszków warstwa po warstwie wiązką lasera. Technologia ta umożliwia budowanie skomplikowanych modeli, których nie jesteśmy w stanie wykonać z użyciem tradycyjnych metod, takich jak frezowanie, toczenie czy skrawanie (rys. 4).



Rys.4. Schemat urządzenia wykorzystującego technologię SLM stosowaną do budowania modeli



Rys.5. Struktury funkcjonalne zbudowane z proszku Ti6Al7Nb za pomocą technologii SLM

Wykorzystując technologię laserowej mikrometalurgii można wybudować strukturę funkcjonalną o skomplikowanym kształcie (rys. 5), który może być indywidualnie dopasowany do pacjenta. Z użyciem programów komputerowych można wyselekcjonować ubytek kostny i go zrekonstruować poprzez zaprojektowanie struktury o odpowiednich wymiarach, która idealnie będzie zastępowała brakujący fragment tkanki. Do wybudowania struktur funkcjonalnych wykorzystano proszek Ti6Al7Nb, który może przebywać w organizmie ponad dwadzieścia pięć lat [15]. Tytan i jego stopy to obecnie najlepszy biomateriał do budowania implantów, bo jest odporny na korozję i jest biokompatybilny oraz ma dobre właściwości mechaniczne. Tytan cechuje się również bardzo dobrą biotolerancją, umożliwia to występowanie procesu osteointegracji. Dodatkowo na powierzchni tytanowego implantu tworzy się warstwa pasywna TiO_2, która zabezpiecza implant przed korozją.

Tabela 1. Wybrane właściwości mechaniczne tkanki kostnej i tytanu [2, 15]

	moduł Younga [GPa]	wytrzymałość na rozciąganie R_m [MPa]	granica plastyczności $R_{p0,2}$ [MPa]	wytrzymałość na ściskanie [MPa]
Kość zbita	17-20	107-109	50-150	159-193
Kość gąbczasta	0,4-1	1-2	10-20	7-10
Ti6Al7Nb	101-110	900-1024	800-921	-

Struktury funkcjonalne można wybudować tak, aby miały zadaną wielkość porowatości oraz składały się z różnych komórek elementarnych. Najważniejszą funkcją takiej struktury jest umożliwienie wzrostu komórek w jej wnętrze. Migracja komórek umożliwi rozwinięcie się tkanki w miejscu ubytku kostnego, a zarazem przyczyni się do odbudowy kości.

3. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Struktury funkcjonalne mogą zastąpić istniejące obecnie implanty, jak i stanowić ich wypełnienie. Wytrzymałość mechaniczna takich struktur jest uwarunkowana regularnością ich kształtu, uzależniona od parametrów ich budowy oraz zastosowanych komórek elementarnych, czy porowatości. Architektura struktur funkcjonalnych umożliwia migrację komórek, co uwarunkowuje regenerację tkanki. Zaprojektowana konstrukcja struktury funkcjonalnej powinna charakteryzować się wielkością porów od 250 do 300µm. Zbudowanie takich modeli, spełniających wszystkie powyższe kryteria jest możliwe tylko przy wykorzystaniu metody selektywnego stapiania laserem materiałów.

LITERATURA

[1] Będziński R., Kędzior K., Kiwerski J., Morecki A., Skalski K., Wall A.,: Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna, Tom 5. Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, 2005
[2] Będziński R.: Biomechanika Inżynierska. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
[3] Cai S., Xi J. 2008. A control approach for pore size distribution in the bone scaffold based on the hexahedral mesh refinement. Computer-Aided Design 40: 1040-1050.
[4] Chlebus E., Kurzynowski T.: Przegląd technik Rapid Prototyping do budowy metalowych modeli prototypowych. Górnictwo Odkrywkowe. R. 48, nr 5/6, s. 71-74, 2006.
[5] Hulbert S., Morrison S., Klawitter J.: Tissue Reaction to Three Ceramics of Porous and Non-Tissue Reaction to Three Ceramics of Porous and Non-Porous Structures, Journal of Biomedical Materials Research 6 (1972) 347-374.
[6] Klawitter J., Bagwell J., Weinstein A., Sauer B., Pruitt J.: An Evaluation of Bone Growth into Porous High Density Polyethylene, Journal of Biomedical Materials Research 10 (1976) 311-321.
[7] Moese M. 2009. Modeling of the geometry and mechanical behavior of bone scaffolds. Belgia, praca doktorska.
[8] Nowak B.: Modelowanie dynamiki układu kość – implant. Badania numeryczne i eksperymentalne. Uniwersytet Kazimierza Wielkiego, Bydgoszcz 2009, praca doktorska.

[9] Ozgür Engin N., Cüneyt Tas A.: Manufacture of Macroporous Calcium Hydroxyapatite Manufacture of Macroporous Calcium Hydroxyapatite Bioceramics. Journal of the European Ceramic Society 19 (1999) 2569-2572.
[10] Park C. H., Rios H. F., Jin Q., Bland M. E., Flanagan C. L., Hollister S. J., Giannobile W. V. 2010. Biomimetic hybrid scaffolds for engineering human tooth-ligament interfaces. Biomaterials 3: 5945-5952.
[11] Przybyszewska-Doroś I., Okrój W., Walkowiak B.: Modyfikacje powierzchni implantów metalicznych. Inżynieria Biomateriałów, 1-2 (2005) 54-62.
[12] Rojek J., Telega J. J.: Contact problem with friction, adhesion and wear in orthopedic biomechanics. Part 1 - general developments. Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 39(3):655–677, 2001.
[13] Sobotta J.: Atlas anatomii człowieka, Tom 2. Wydawnictwo Medyczne Urban Partner, Wrocław 1998
[14] Sun W., Starly B., Darling A., Gomez C.: Computer-aided tissue engineering: application to biomimetic modelling and design of tissue scaffolds. Biotechnol. Appl. Biochem 39: 49–58, 2004.
[15] Świeczko-Żurek B.: Materiały biomedyczne. Katedra Inżynierii Materiałowej, Gdańsk 2009.
[16] Wohlers T.: Wohlers Report 2009, State of Industry, Annual Worldwide Progress Report, Wohlers Associates, INc., Colorado 2009.
[17] Zimna A.: Wpływ dodatków modyfikujących na właściwości hydroksyapatytowe wielofunkcyjnych tworzyw implantacyjnych przeznaczonych na nośniki leków. Akademia Górniczo- Hutnicza. Rozprawa doktorska, Kraków 2007.
[18] http://www.nie-pelnosprawni.pl/index.php/ciekawostki/instytucje/nfz/1825-nfz-85-zgonow-po-wszczepieniu-endoprotezy-w-2010-roku

FUNCTIONAL STRUCTURES IN IMPLANTOLOGY

Abstract: In the following paper it was determined what level of porosity should a functional structure have, for a bone tissue to grow into the built implant interior. There are number of factors to be met for such a structure have been identified, such as biocompatibility, biotolerance, adequate mechanical strength and modulus of elasticity. During modeling of functional structures it is not necessary to imitate the architecture of the bone tissue perfectly in order to put it in a place of the bone defect. Construction of structures may vary but it has to maintain a certain size of the pores in order to populate the cells in the interior.

KAPITAŁ LUDZKI
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI
UNIA EUROPEJSKA
EUROPEJSKI
FUNDUSZ SPOŁECZNY
Zadanie współfinansowane ze środków Unii Europejskiej w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego

Monika CZERNILEWSKA, **Grzegorz MILEWSKI**, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska im. Tadeusza Kościuszki, Kraków

ZASTOSOWANIE TOMOGRAFII WOLUMETRYCZNEJ W OBRAZOWANIU STOMATOLOGICZNYM DO OCENY ZMIAN OKOŁOWIERZCHOŁKOWYCH

Streszczenie: Celem podjętej pracy było zastosowanie tomografii CBCT w obrazowaniu stomatologicznym do oceny zmian okołowierzchołkowych jak również wykorzystanie funkcji diagnostycznych dostępnego oprogramowania. Zakres diagnostyczny pracy obejmował 41 przypadków zmian okołowierzchołkowych zębów różnych grup badanych ogółem dla 33 pacjentów. Pierwsza ocena zmian okołowierzchołkowych została dokonana w programie iCATVision. Następnie dokładne zaznaczenie pola powierzchni zmian zostało opracowane w programie Onis 2.4.

Słowa kluczowe: tomografia wolumetryczna CBCT, zmiany okołowierzchołkowe, funkcje diagnostyczne oprogramowania, obrazowanie medyczne

1. WSTĘP

Do postawienia diagnozy oraz określenia planu leczenia bardzo ważna w stomatologii jest dokładna analiza obrazowania stomatologicznego. Możliwości, jakie daje tomografia wolumetryczna CBCT w wielu przypadkach zmian patologicznych, są nieocenione w porównaniu ze zdjęciami wykonanymi tradycyjną metodą rentgenograficzną.

Obecnie stosowane tomografy komputerowe wiązki stożkowej to kompaktowa, szybsza i bezpieczniejsza wersja tradycyjnego tomografu komputerowego [6]. W uproszczeniu można przyjąć, że obrazowanie wolumetryczne jest w pewnym sensie etapem pośrednim pomiędzy pantomografią a tomografią komputerową. W zależności od obrazowanej objętości i rodzaju aparatu, dawka promieniowania jest mniejsza lub niewiele większa niż dla zdjęcia pantomograficznego, a nawet do 10-15 razy mniejsza w stosunku do badania tradycyjnym tomografem komputerowym [4]. Czas potrzebny do pełnego skanowania jest zazwyczaj poniżej minuty, a rekonstrukcje 3D uzyskiwane są w przeciągu kilku minut [1, 6]. Koszt i rozmiar urządzenia jest zdecydowanie przystępniejszy w porównaniu z konwencjonalnym tomografem komputerowym [3]. Tomografy komputerowe CBCT wyposażone są w zaawansowane technologicznie oprogramowanie, które umożliwia wielokierunkową analizę badanego obszaru. Dzięki CBCT można analizować przekroje przypominające zdjęcia pantomograficzne, przekroje w płaszczyźnie osiowej, czołowej i strzałkowej, rekonstrukcje trójwymiarowe, a także wykonać liczne pomiary. Przede wszystkim możliwe jest dokonanie analizy poszczególnych wycinków badanego pola bez nakładania się różnych struktur anatomicznych, co jest typowe dla tradycyjnej radiologii. [1]

Zastosowanie formatu DICOM w zapisie obrazowania tomografią wolumetryczną daje możliwości wyeksportowania tych danych oraz przekazania do specjalnego oprogramowania służącego np. do planowania chirurgicznego czy implantologicznego. [4]

2. OCENA ZMIAN OKOŁOWIERZCHOŁKOWYCH

2.1 Etiologia zmian okołowierzchołkowych

Zmiany okołowierzchołkowe zazwyczaj rozwijają się jako następstwo chorób miazgi. Schorzenia miazgi w większości przypadków spowodowane są zakażeniem chorobotwórczymi bakteriami, rzadziej dochodzi do nich w wyniku uszkodzenia mechanicznego miazgi, np. w wyniku uderzenia zęba. Zmiany okołowierzchołkowe mogą pojawić się także po leczeniu endodontycznym, jeśli kanały nie zostały wystarczająco odkażone, opracowane i wypełnione. Znaczna część występujących u pacjentów zmian okołowierzchołkowych przebiega bezobjawowo i zazwyczaj są one rozpoznawane przypadkowo podczas diagnostyki rentgenowskiej lub za pomocą badania opukowego, gdy pacjent skarży się na ostry ból. W większości przypadków zmiany okołowierzchołkowe klasyfikuje się jako: ziarniniaki, torbiele korzeniowe lub zapalenia ropne. Niestety odróżnienie ze stuprocentową pewnością tych zmian od siebie i dokonanie trafnej oceny jedynie na podstawie samego zdjęcia rentgenowskiego jest niemożliwe. Pomocne będzie wykonanie skanu 3D tomografią CBCT. Tomografia wolumetryczna daje możliwość dokładnej oceny występowania zmian okołowierzchołkowych oraz oszacowania jej rozległości i stopnia zaawansowania.

Celem leczenia wszystkich zmian okołowierzchołkowych jest przywrócenie do pełnego zdrowia i pełnienia funkcji fizjologicznych objętych nimi zębów, a w przypadku dużych zmian także kości. Leczenie zmian okołowierzchołkowych to zarówno metody niechirurgiczne jak i chirurgiczne. Chirurgiczne są zazwyczaj ostatecznością, kiedy konieczna jest resekcja korzenia albo ekstrakcja zęba. Preferowane są metody niechirurgicznej terapii patologii przywierzchołkowych, ponieważ uważa się, że wszystkie zmiany zapalne powinny być najpierw leczone zachowawczo i endodontycznie, dopiero gdy metody te zawiodą wdrażane są procedury chirurgiczne. [5]

Leczenie przewlekłych zapaleń tkanek okołowierzchołkowych kończy się sukcesem, gdy nastąpi cofnięcie się zmian, czyli utracone tkanki ulegną regeneracji. Proces naprawy uznaje się za zakończony, kiedy nastąpi odtworzenie więzadła ozębnowego. [2]

2.2 Cel i zakres pracy

Celem podjętej pracy było zastosowanie tomografii CBCT w obrazowaniu stomatologicznym do oceny zmian okołowierzchołkowych jak również wykorzystanie funkcji diagnostycznych dostępnego oprogramowania.

Zakres diagnostyczny pracy obejmował 41 przypadków zmian okołowierzchołkowych zębów różnych grup badanych ogółem dla 33 pacjentów.

Tabela 1 przedstawia zestawienie badanych zębów ze zmianą okołowierzchołkową uwzględniając położenie zębów w łukach zębowych.

Tabela 1. Liczba badanych zębów uwzględniając umiejscowienie zęba w łukach zębowych

Kwadrant / Ząb	I	II	III	IV	razem
1	1	1	-	-	2
2	2	1	-	-	3
3	-	-	-	-	**0**
4	2	1	-	-	3
5	2	3	-	1	6
6	**3**	**5**	**6**	**7**	**21**
7	1	2	3	-	6
8	-	-	-	-	**0**
razem	11	13	9	8	**41**

2.3 Metodyka badawcza

W przyjętej metodyce badawczej porównano pola powierzchni zmian okołowierzchołkowych w płaszczyźnie strzałkowej zarówno z lewego jak i prawego profilu. W dwóch przypadkach została porównana także powierzchnia w płaszczyźnie czołowej odpowiednio dla profilu lewego i prawego. W wykryciu chorób tkanek okołowierzchołkowych wykorzystano zmianę stopnia szarości oraz porównano wartości gęstości radiologicznej w skali Hounsfielda. Pierwsza ocena zmian okołowierzchołkowych została dokonana z pomocą doświadczonego stomatologa w programie iCATVision, a następnie dokładne ręczne zaznaczenie pola powierzchni zmian zostało opracowane w programie Onis 2.4 za pomocą funkcji *Pen.* Analiza została przeprowadzona w opcji wielopłaszczyznowego przekształcenia (Multiplanar Reformating – MPR).

Rys.1. Widok okna programu Onis 2.4, opcja MPR z włączoną funkcją 3D Manipulator

2.4 Tomograf CBCT oraz oprogramowanie wykorzystane w badaniach

Badania zostały przeprowadzone w NZOZ SPS Dentist w Krakowie przy wykorzystaniu tomografu CBCT firmy Gendex, model GXCB-500, wersja z sensorami Cesium Iodide (jodkowo - cezowymi). Niezależne oprogramowanie iCATVision dokonuje rekonstrukcji anatomicznej obrazów przesłanych od razu po wykonaniu skanu przez tomograf. Służy ono do bezpośredniego przeglądania skanów wykonanych przez urządzenie oraz do ich opracowania dzięki funkcjom diagnostycznym [7]. Do szczegółowej analizy wykorzystano

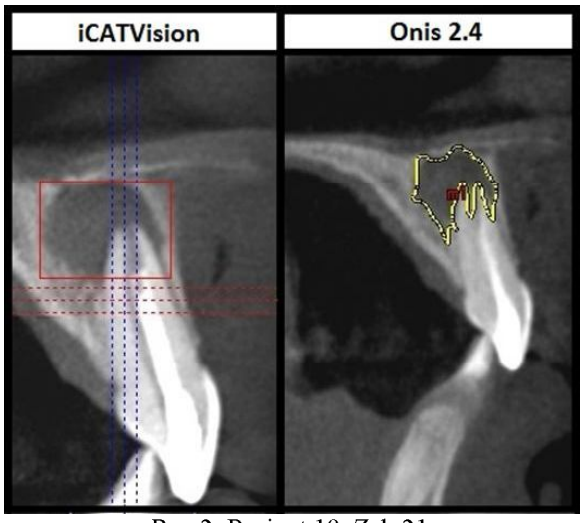
program Onis 2.4, który posiada funkcję *Pen* ręcznego zaznaczenia pola o nieregularnej linii obrysu.

3. ANALIZA SKANÓW I WYNIKI BADAŃ

Analiza została przeprowadzona u 33 pacjentów ogółem dla 41 zębów. Wszystkie zmiany zostały zaznaczone ręcznie w programie Onis 2.4 w opcji MPR w płaszczyźnie strzałkowej z lewego (L) i prawego profilu (R). U dwóch pacjentów zostały zaznaczone zmiany także w płaszczyźnie czołowej (A, P).

Według przyjętej strategii pomiarowej, zmiana okołowierzchołkowa została najpierw zaznaczona w programie iCATVision, przechwytującym skany bezpośrednio z tomografu. Jednakże opcja zaznaczenia pola powierzchni w tym programie nie daje możliwości dokładnego obrysu zmiany, dlatego do szczegółowej analizy wykorzystano program Onis 2.4.

Rysunek poniżej przedstawia przykładowe porównanie zaznaczania pola powierzchni w obu programach. Zmiana została zaznaczona w płaszczyźnie strzałkowej z profilu prawego. Ząb 21 (siekacz przyśrodkowy) był leczony endodontycznie, o czym świadczy widoczne „białe" wypełnienie korzenia.

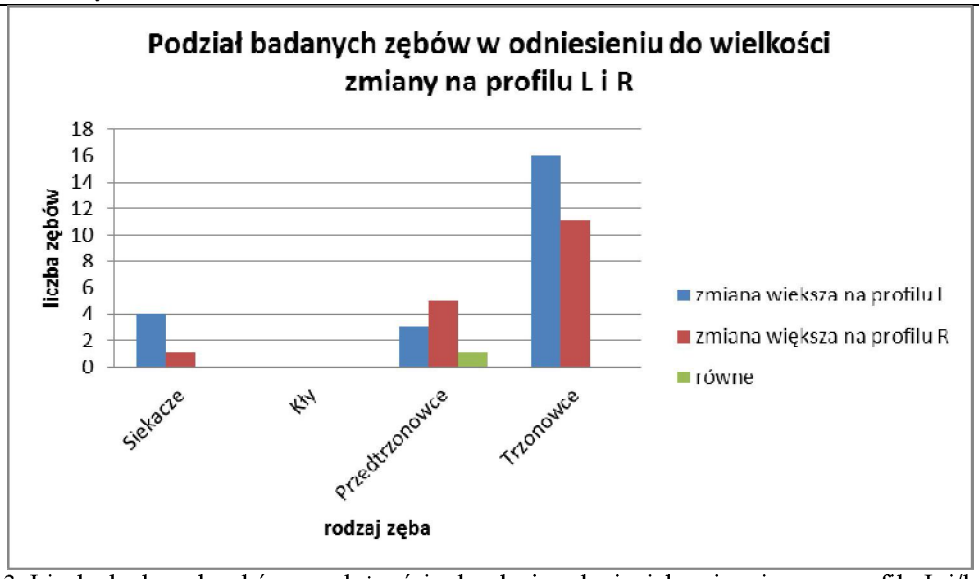


Rys.2. Pacjent 19. Ząb 21

Zdecydowana większość, bo aż 90,24 %, badanych zębów było leczonych powtórnie, natomiast tylko w 9,76 % przeprowadzono leczenie pierwotne. Odnosząc się do podrozdziału 2.1 dotyczącego etiologii zmian okołowierzchołkowych, można przypuszczać, że w przypadku badanych pacjentów, w grupie leczonej powtórnie, zmiany okołowierzchołkowe mogły pojawić się po wcześniejszym leczeniu endodontycznym, czyli np. kanały nie zostały wystarczająco odkażone, opracowane i wypełnione.

Rozległość zmiany okołowierzchołkowej przekraczająca 1 cm^2 została wykryta w dwóch przypadkach. Pierwszy - u pacjenta 5. w zębie 46, a drugi - u pacjenta 32. w zębie 12. Najwięcej przypadków mieści się w grupie o polu powierzchni pomiędzy 0,1 cm^2 a 0,2 cm^2 (tabela 2). Wartość maksymalna dla profilu lewego to 1,518 cm^2, a minimalna wynosi 0,056 cm^2. W przypadku profilu prawego wartość maksymalna wynosi 1,414 cm^2, minimalna – 0,048 cm^2.

Kolejne porównanie (Rys.3) dotyczy podziału na rodzaje zębów uwzględniając pole powierzchni zmiany okołowierzchołkowej będące większe na profilu lewym L bądź prawym R.



Rys.3. Liczba badanych zębów w zależności od rodzaju zęba i większej zmiany na profilu L i/lub R

Tabela 2 zawiera podział liczbowy zębów odnoszący się do badanego profilu oraz do rozległości zmiany (dzieląc na przedziały, co 0,1 cm^2).

Tabela 2. Podział liczbowy badanych zębów uwzględniając analizowany profil oraz rozległość zmiany

Pole powierzchni [cm^2]	Profil L	Profil R
< 0,1	6	5
< 0,2	17	16
< 0,3	5	8
< 0,4	4	2
< 0,5	2	3
< 0,6	3	3
< 0,7	1	-
< 0,8	1	2
< 0,9	-	-
< 1	-	-
< 1,1	**1**	-
< 1,2	**-**	**-**
< 1,3	-	**1**
< 1,4	**-**	
< 1,5	**-**	**1**
< 1,6	**1**	**-**
razem	**41**	**41**

4. PODSUMOWANIE

Obrazowanie wolumetryczne w przeciwieństwie do rentgenografii umożliwia oglądanie trójwymiarowych struktur anatomicznych w rzeczywistym rozmiarze bez ich nakładania się na siebie. Jest to podstawa do oceny rozległości zmian okołowierzchołkowych.

Opisane badania, w cytowanej w wykazie literatur pracy [4], dotyczące wykrywania zmian okołowierzchołkowych, wykazały istotnie większą skuteczność wykrywania tych zmian z zastosowaniem tomografii CBCT w porównaniu z klasyczną rentgenografią; wynosi ona 38%.

Z analizy przeprowadzonej w pracy wynika, iż 90,24 % badanych zębów było leczonych powtórnie, a tylko w 9,76% przeprowadzono leczenie pierwotne. Odnosząc się do literatury o etiologii zmian okołowierzchołkowych, można przypuszczać, że w przypadku badanych pacjentów, w grupie leczonej powtórnie, zmiany okołowierzchołkowe mogły pojawić się po wcześniejszym leczeniu endodontycznym. Kolejne porównanie dotyczy podziału na rodzaje

zębów uwzględniając pole powierzchni zmiany okołowierzchołkowej będące większe na profilu lewym bądź prawym. Otrzymane wyniki wskazują, iż nie ma jednoznacznej odpowiedzi, na którym profilu jakiego rodzaju zęby ze zmianą są lepiej widoczne. Natomiast wyniki wykazały, że 88% badanych zębów stanowiły zęby boczne, a 12% zęby przednie. Na tej podstawie można stwierdzić częstsze występowanie zmian okołowierzchołkowych w zębach bocznych, niż w zębach przednich. Wyniki rozległości zmian zależne są zarówno od umiejscowienia zęba w łukach zębowych, jak i od płaszczyzny oraz kąta pod jakim analizowane są przekroje.

Porównując możliwości obrazowe oprogramowania iCATVision i Onis 2.4 widać różnice zarówno w opcjach diagnostycznych jak i samej jakości widocznych przekrojów w różnych płaszczyznach. Daje to powód do dalszego udoskonalania oprogramowania wykorzystywanego w metodzie tomografii wolumetrycznej CBCT.

LITERATURA

[1] Bagińska J., Piszczatowski S.: Możliwości zastosowania różnych metod rentgenowskiej tomografii komputerowej w endodoncji – przegląd piśmiennictwa. Czasopismo Stomatologiczne, 2010, 63,1, s.41-50.
[2] Bołtacz-Rzepkowska E., Żęcin A.: Leczenie dużych zmian w tkankach okołowierzchołkowych. Zakład Endodoncji UM w Łodzi. Czasopismo stomatologiczne, 2005, LVIII, 3, s.158-166.
[3] Krzyżostaniak J., Surdacka A.: Rozwój i zastosowanie tomografii wolumetrycznej CBCT w diagnostyce stomatologicznej - przegląd piśmiennictwa. Klinika Stomatologii Zachowawczej i Periodontologii Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu. Dental Forum 2/2010/XXXVIII, s.83-88.
[4] Różyło-Kalinowska I., Różyło T.K.: Tomografia wolumetryczna w praktyce stomatologicznej. Wydawnictwo Czelej Sp.z.o.o. Wydanie I, Lublin 2011.
[5] http://www.dentysta.eu/dla-studenta/3805-niechirurgiczne-leczenia-zmian-okolowierzcholkowych
[6] www.conebeam.com
[7] Instrukcja obsługi GXCB-500.pdf

APPLICATION OF VOLUMETRIC TOMOGRAPHY IN DENTAL IMAGING TO ASSESS PERIAPICAL LESIONS

Abstract: The purpose of the work was to describe the application of the CBCT tomography in dental imaging, to evaluate periapical lesions as well as to present the use of diagnostic functions in the available software. Diagnostic scope presented in the paper included 41 cases of pariapical lesions in all sorts of the examined teeth groups total for 33 patients. The first assessment of periapical lesions was made in iCATVision. Then the precise selection of the surface area of lesions were drawn up in Onis 2.4.

Monika DUBIEL, **Sylwia ŁAGAN**, Instytut Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

OCENA KĄTA ZWILŻANIA ORAZ SWOBODNEJ ENERGII POWIERZCHNIOWEJ RÓŻNYCH TYPÓW MATERIAŁÓW STOMATOLOGICZNYCH

Streszczenie: Celem pracy było przeprowadzenie badań zwilżalności warstwy wierzchniej oraz oznaczenie swobodnej energii powierzchniowej dla wybranych typów materiałów stomatologicznych. W badaniach zrealizowanych w Zakładzie Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki Politechniki Krakowskiej wykorzystano model Owens'a-Wendt'a, wymagający zastosowania dwóch cieczy (jednej polarniej, drugiej dyspersyjnej).

Słowa kluczowe: zwilżanie, kąt zwilżania, swobodna energia powierzchniowa, model Owens'a-Wendt'a

1. WSTĘP

Niezależnie od charakteru powierzchni, stopnia jej przygotowania z punktu widzenia odpowiedzi komórkowej kluczowe są zjawiska zachodzące na granicy faz: komórka-powierzchnia implantu (biomateriału). Poznanie zachowania komórek na powierzchniach biomateriałów stomatologicznych umożliwia wnioskowanie o odpowiedzi komórki w warunkach in vivo, ale i na kształtowanie powierzchni w takim kierunku aby móc prognozować lub stymulować odpowiedź tkanki (czyli otrzymać biozgodny implant o zaprojektowanych właściwościach). We współczesnej stomatologii zachowawczej jak i protetyce stomatologicznej ważne znaczenie dla trwałości implantów w środowisku jamy ustnej ma zwilżalność powierzchni zarówno materiałów jak i tkanek twardych zęba [1-8]. Niestety nie istnieją ściśle określone normy zwilżalności materiałów stomatologicznych. Ocena zwilżalności powierzchni kontaktowej biomateriałów stomatologicznych odbywa się na drodze oceny reakcji na roztwory wodne. Istotnym aspektem badań staje się również ocena swobodnej energii powierzchniowej (SEP), która definiowana jest jako równa liczbowo praca, jaka jest niezbędna do utworzenia nowej jednostki powierzchni podczas rozdziału dwóch znajdujących się w stanie równowagi faz w odwracalnym procesie izotermicznym [9]. Jednostką swobodnej energii powierzchniowej jest [mJ/m^2].

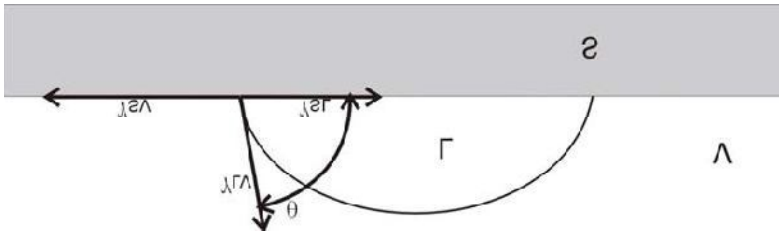
$$\gamma = \frac{\partial W}{\partial S}[\frac{J}{m^2}] \tag{1}$$

γ – napięcie powierzchniowe,

∂W – praca potrzebna do utworzenia powierzchni,

∂S – pole powierzchni utworzonej.

W oparciu o założenie, iż kropla cieczy naniesiona na płaską powierzchnię pozostaje z nią w równowadze, można analitycznie wyznaczyć γ_{SL}-swobodną energię powierzchniową na granicy ciało stałe (solid)-ciecz (liqiud), γ_{SV}-swobodną energię powierzchniową na granicy ciało stałe –para nasycona (vapor), γ_{LV}-swobodną energię powierzchniową na granicy ciecz – para nasycona (rys.1).



Rys.1. Schemat równowagi kropli cieczy naniesionej na warstwę wierzchnią

Do wyznaczenia swobodnej energii powierzchniowej wykorzystuje się równanie (2) [9].

$$\gamma_{SV} = \gamma_{SL} + \gamma_{LV}\cos\theta \tag{2}$$

2. MATERIAŁ I METODY

W laboratorium Zakładu Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki Politechniki Krakowskiej przeprowadzono analizę kątów zwilżania i swobodnej energii powierzchniowej (SEP) dla czterech grup materiałów. Grupy: I, II, III, IV stanowiły materiały stomatologiczne tj. akrylowy (I), kompozyt (II), poliwęglanowy (III) oraz porcelanowy (IV). Pomiar kąta zwilżania kroplą cieczy naniesionej na warstwę wierzchnią materiałów został wykonany na stanowisku badawczym złożonym z aparatu czeskiej firmy Advex Instruments zintegrowanego z kamerą do wykonywania zdjęć kropli cieczy naniesionej na powierzchnię próbki i programu See System do analizy zarejestrowanego obrazu kropli. Krople cieczy pomiarowych o objętości 4,5 [µl] nanoszono na powierzchnię badanych próbek za pomocą mikropipety. Wykonano pomiary kąta zwilżania wodą destylowaną (θ_w) oraz dijodometanem (θ_d) z zachowaniem stałego odstępu czasu pomiędzy osadzeniem kropli a wykonaniem zdjęcia. Przyjęte do obliczeń wartości swobodnych energii powierzchniowych (SEP) oraz ich składowe: polarną i dyspersyjną dla metody Owens'a-Wendt'a podano w tabeli 1. Pomiar wszystkimi cieczami wykonano co najmniej 10 razy dla wszystkich badanych próbek.

Tabela 1. Wartości SEP i poszczególnych ich składowych dla cieczy pomiarowych stosowanych w metodzie Owens'a-Wendt'a [9]

Ciecz pomiarowa	γ_L [mJ/m^2]	γ_L^d [mJ/m^2]	γ_L^p [mJ/m^2]
woda destylowana	72,8	21,8	51,0
dijodometan	50,8	50,8	0

Zastosowany w analizach model Owens'a-Wendt'a wymaga stosowania dwóch cieczy (jednej polarniej oraz drugiej dyspersyjnej). Stosując ten model otrzymuje się przybliżenie uznając średnią geometryczną γ_s^p (powierzchni) i γ_l^p (cieczy) składowych polarnych. W modelu Owens'a-Wendt'a wykorzystuje się następujące wzory (3) i (4):

$$\gamma_S = \gamma_S^d + \gamma_S^p \quad (3)$$

γ_S^d - składowa dyspersyjna (Lifshitza-Van der Walls'a {LW})
γ_S^p - składowa polarna (Lewis kwas-zasada {AB})

$$\gamma_L(1+\cos\theta) = 2\sqrt{\gamma_S^d \cdot \gamma_L^d} + 2\sqrt{\gamma_S^p \cdot \gamma_L^p} \quad (4)$$

Analiza charakteru warstwy wierzchniej pod względem zwilżalności (hydrofobowości lub hydrofilowości) pozwala na ocenę, między innymi, zachowania materiałów stomatologicznych w obecności komórek bakteryjnych.

3. OMÓWIENIE I DYSKUSJA WYNIKÓW

W efekcie zrealizowanych badań otrzymano wartości kąta zwilżania powierzchni oraz swobodnej energii powierzchniowej wybranych grup materiałów stomatologicznych zaprezentowane w tabeli numer 2 i 3. Wykorzystanie w badaniach dwóch różnych cieczy (jednej polarniej oraz drugiej dyspersyjnej) istotnie wpływa na określenie zwilżalności. Większe wartości kąta zwilżania uzyskiwano dla wody (cieczy polarnej) w każdej z grup badawczych.

Tabela 2. Wyniki SEP dla analizowanych materiałów stomatologicznych

Grupa badawcza	γ_s [mJ/m^2]	γ_s^{LW} [mJ/m^2]	γ_s^{AB} [mJ/m^2]	γ_s^+ [mJ/m^2]	γ_s^- [mJ/m^2]
Grupa I	45,89	41,18	4,71	9,11	17,58
Grupa II	50,46	46,43	4,03	3,03	2,96
Grupa III	46,41	45,86	0,54	2,27	3,04
Grupa IV	44,40	38,99	5,41	11,08	7,96

Tabela 3. Wyniki pomiarów kąta zwilżania analizowanych materiałów stomatologicznych

Ciecz pomiarowa	**Kąt zwilżania [°]**			
	Grupa I	Grupa II	Grupa III	Grupa IV
woda destylowana	75,58	74,46	89,23	75,09
dijodometan	36,79	24,20	25,80	41,21

W przypadku implantów do osteointegracji adhezja komórek jest korzystna, natomiast w sytuacjach, gdzie wymagana jest znaczna odporność warstwy wierzchniej na działanie lokalnego środowiska biologicznego jakim jest jama ustna, projektuje się biomateriały o niższych wartościach SEP. Ma to wpływać na ograniczenie namnażania się komórek, a tym samym wpływać na trwałość nie tylko materiałów stomatologicznych, ale i otaczających je tkanek twardych zęba. Zdaniem wielu autorów czynnikiem sprzyjającym odkładaniu płytki bakteryjnej protez jest hydrofilność, wysoka wartość energii swobodnej lub zwilżalność powierzchni materiału, na którym tworzona jest płytka bakteryjna [1,2]. Adhezja mikroorganizmów do powierzchni sztucznych materiałów protetycznych jest jednym z warunków ich kolonizacji, której wynikiem są infekcje towarzyszące ich stosowaniu [1]. Aktualnie uważa się, że przyleganie bakterii jest zapoczątkowane przez wiązania elektrostatyczne, oddziaływania hydrofobowe i siły Van der Waalsa między powierzchnią

bakterii, a powierzchnią materiału. Uważa się, że większość bakterii bytujących w jamie ustnej posiada wysoką energię swobodną, aktywniej więc osiedlać się będą na powierzchniach hydrofilnych [4,5,6,7] Badania [1,2] potwierdzają również występowanie większej ilości płytki na powierzchniach o wyższej wartości SEM [2,8].

Zaobserwowane różnice składowych polarnych SEP dla badanych materiałów potwierdzają przytoczone doniesienia literaturowe. Podobnie w przypadku otrzymanych wyników zwilżalności literatura [4,5] potwierdza możliwość kolonizacji bakterii i generowanie płytki bakteryjnej na materiałach stomatologicznych.

LITERATURA

[1] Adamczyk E., i in.: Kliniczne implikacje gładkości powierzchni i wolnej energii powierzchniowej, materiałów używanych w wykonawstwie uzupełnień stałych, na odkładanie się i mikrobiologię płytki nad i pod dziąsłowej, Protetyka Stomatologiczna, 1995, XLV, 4, 185-187

[2] Beveridge T.J., et al.: Interactions between biofilmandtheenvironment. FEMS Microbiology Reviews, 1997, 20, 291-303

[3] Karłowska M., i in.: Badania nad zwilżalnością wybranych protetycznych tworzyw akrylowych, Protetyka Stomatologiczna, 2005, LV, 2, 135-138

[4] Namen F., et al.: Surface Properties of Dental Polymers: Measurements of Contact Angles, Roughness and Fluoride Release Materials Research, Vol. 11, No. 3, 239-243, 2008

[5] Preoteasa C.T., et all: Wettability of some dental mterials, Optoelectrics and advanced materials – rapid communications Vol. 5, No. 8, August 2011, p. 874 – 878

[6] Quirynem M., et al.: The Influence of surface free energy on planimetric plaque growth in man, Journal of Dental Research, 1989, 68, 796-799

[7] Sobolewska E., i in.: Porównanie kąta zwilżalności podstawowych materiałów protetycznych stosowanych w wykonawstwie protez ruchomych w badaniach in vitro, Protetyka Stomatologiczna, 2009, LIX, 6, 401-406

[8] Sobolewska E.: Wpływ materiałów nowej generacji stosowanych w protetyce odtwórczej na środowisko jamy ustnej, Roczniki Pomorskiej Akademii Medycznej w Szczecinie, 2010, 56, 3, 66–80

[9] Żenkiewicz M.: Adhezja i modyfikowanie warstwy wierzchniej tworzyw wielkocząsteczkowych, Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 2000

EVALUATION OF THE CONTACT ANGLE AND SURFACE FREE ENERGY OF DIFFERENT TYPES OF DENTAL MATERIALS

Abstract: The aim of this study was to conduct studies of wettability of the surface layer and the surface free energy determination for selected types of dental materials. In a study carried out at the Department of Experimental Mechanics and Biomechanics, Technical University of Cracow model was used Owens-Wendt'a, requiring the use of two liquids (one polar, the other dispersion).

Keywords: wettability, contact angle, surface free energy SFE, Owens-Wendt model

Olga GALICA, **Stanisław MAZURKIEWICZ**, Instytut Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

KIERUNKI RACJONALIZACJI SYSTEMU DO NAKŁUĆ KOMOROWYCH

Streszczenie: W artykule określono warunki jakie powinno spełniać urządzenie stereotaktyczne do nakłuć komorowych oraz sprecyzowano kryteria, w kierunku których należy dokonać racjonalizacji rozwiązania proponowanego we wzorze użytkowym PL65969 Y1. Szczególną uwagę poświęcono konstrukcji bazowego pierścienia stereotaktycznego. Na podstawie omówionych w pracy kryteriów za kierunki racjonalizacji przyjęto zmniejszenie jego masy materiałowo i konstrukcyjnie oraz zmniejszenie kosztów materiałowych poprzez zastosowanie kompozytu szklano-polimerowego TSE-6 oraz otworów odciążających.

Słowa kluczowe: urządzenie stereotaktyczne, racjonalizacja, kompozyt szklano-polimerowy

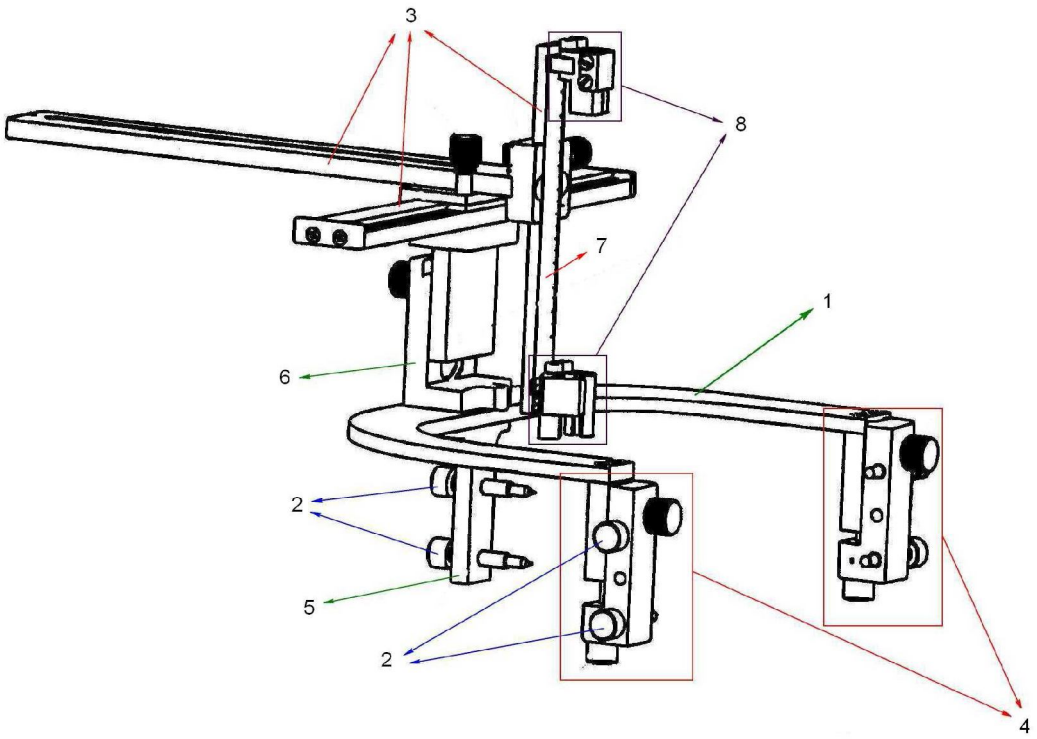
1. WSTĘP

Zespół badawczy z Zakładu Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki PK we współpracy z chirurgami z Kliniki Neurochirurgii i Neurotraumatologii w Krakowie opracował system stereotaktyczny do współpracy z urządzeniem pracującym w oparciu o układ współrzędnych kartezjańskich, a służący do zabiegów nakłuć komorowych mózgu u chorych z nadciśnieniem śródczaszkowym [1]. Koncepcję urządzenia stereotaktycznego chroni wzór użytkowy nr PL65969 Y1 [2]. Wykonane zostały dwa prototypy. Pomimo funkcjonalności nie spełniają one w sposób dostateczny założeń projektowych, m.in. wykorzystany w konstrukcji materiał posiada zbyt duży ciężar właściwy, co powoduje, że jego masa jest dwukrotnie większa od pożądanej przez konstruktorów. Konieczne jest przeprowadzenie racjonalizacji istniejącego urządzenia pod kątem wymagań jakie stawiane są tego typu urządzeniom.

2. URZĄDZENIE STEREOTAKTYCZNE

Wzór użytkowy PL65969 Y1 (rys.1) przedstawia koncepcję urządzenia, będącego niskonakładowym systemem pracującym w oparciu o namierzanie stereotaktyczne. Ma ono umożliwiać precyzyjne nakłuwanie komór w zespołach nadciśnienia śródczaszkowego bez konieczności rozległej trepanacji czaszki, minimalizując powikłania w postaci krwiaków domózgowych i dokomorowych.
Urządzenie składa sie z ramy (1) o kształcie zbliżonym do litery U, w której zamontowane są kołki mocujące urządzenie do czaszki (2), oraz zespołu listew z liniałami (3) wyposażonymi w uchwyty. Kołki mocujące znajdują sie w zespołach suwaków (4) oraz w podporze (5)

umiejscowionej w centralnej części ramy. Ruchome listwy, które mogą być regulowane w osiach X, Y, Z (zakładając, ze rama podstawy znajduje sie w płaszczyźnie XY) zamocowane są poprzez wspornik (6) do ramy. Na końcach listwy przemieszczającej się w osi Z (7) zamocowane są zamki blokujące ruch narzędzia operacyjnego (8).
Konstrukcja ramy jest bardzo prosta, charakteryzuje sie małym ciężarem oraz dużą sztywnością. Precyzyjny pomiar współrzędnych miejsca nakłucia możliwy jest dzięki dokładnemu suwliwemu mocowaniu poszczególnych elementów. Moduł suwaka pionowego może być montowany i niezależnie od reszty konstrukcji poddany sterylizacji.
Autorzy projektu zalecają aby materiał, z którego wykonane są elementy urządzenia wykazywał transparentność dla promieniowania rentgenowskiego oraz wskazane jest aby należał do grupy kompozytów węglowo-polimerowych lub stopów nieferromagnetycznych. Konstrukcja nie powinna przekraczać masy 0,5 kg. Ma charakteryzować się także niską w stosunku do konkurencyjnych, wielofunkcyjnych urządzeń, ceną.



Rys.1. System stereotaktyczny do nakłuć komorowych wg wzoru użytkowego nr PL65969

Wykonano dwa prototypy urządzenia. Nie spełniają one jednak wszystkich założeń postawionych przez konstruktorów. Wykorzystanym materiałem konstrukcyjnym jest stop aluminium PA9/7075 (AlZnMgCu1,5), który posiada bardzo dobre właściwości wytrzymałościowe i ekonomiczne, ale jego ciężar właściwy sprawia, że cała konstrukcja waży ok. 1 kg. Istnieje potrzeba zracjonalizowania istniejącego urządzenia. Racjonalizacja będzie stopniowo zbliżać jego parametry do wersji optymalnej, zgodnej z założeniami projektowymi.

3. WYMOGI DOTYCZĄCE RACJONALIZACJI URZĄDZENIA

Pierwszorzędny wymóg stawiany wszystkim urządzeniom, a szczególnie medycznym, to **bezpieczeństwo**. System stereotaktyczny *„nie może zagrażać stanowi klinicznemu lub bezpieczeństwu pacjentów lub bezpieczeństwu i zdrowiu użytkowników”* [3]. Projekt

urządzenia ma być na tyle prosty i łatwy w obsłudze, żeby w trakcie zabiegu przeprowadzanego z jego użyciem nie mogło dojść do zranienia pacjenta i operatora. Elementy urządzenia powinny mieć jak najmniej ostrych krawędzi, albo nie mieć ich wcale – mogą naruszyć spójność odzieży ochronnej pracowników i narazić ich na kontakt np. ze skażonym środowiskiem płynów ustrojowych. Jeżeli istnieje jakiekolwiek ryzyko, będące jednak ryzykiem akceptowalnym, użytkownik powinien przejść szkolenie w zakresie bezpiecznej obsługi urządzenia. Urządzenie mocowane jest do głowy za pomocą kołków mocujących, które sprawiają, że na ramiona bazowego pierścienia stereotaktycznego wywierana jest siła „rozpychająca". Wyrób podlega w normalnych warunkach użytkowania obciążeniom, które nie mogą wpłynąć na właściwości i sposób jego działania zagrażając bezpieczeństwu podczas okresu życia wyrobu wskazanego przez wytwórcę. Jest to związane z **niezawodnością** urządzenia. W praktyce klinicznej wymagane jest poddanie ramy stereotaktycznej procesowi sterylizacji. Procesu tego dokonuje się mechanicznie, fizycznie lub chemicznie. Podczas sterylizacji parowej w komorze sterylizacyjnej autoklawu temperatura dochodzi do 138°C. Materiał, z którego wykonana jest rama stereotaktyczna powinien być **odporny na temperaturę sterylizacji**, zapewniać stabilność wymiarową i zachowywać właściwości mechaniczne w temperaturze 138°C i wyższej. W przeciwnym wypadku może dojść do rozkładu chemicznego lub odkształcenia, a przez to utraty funkcjonalności i właściwości wymaganych od tego typu urządzeń.

Podczas sterylizacji obiekt znajduje się w środowisku wilgotnym. Ponadto całe urządzenie może mieć podczas operacji kontakt z różnego rodzaju płynami, także ustrojowymi. Aby zachować bezpieczeństwo oraz funkcjonalność urządzenia – elementy systemu stereotaktycznego, w szczególności pierścień bazowy, powinny być wykonane z materiału **odpornego na korozję** (ewentualnie pokryte powłokami antykorozyjnymi). Korozja może spowodować utratę masy, spójności, funkcjonalności. Istnieje ryzyko, że jej produkty w kontakcie z pacjentem wywołają stan zapalny, reakcję alergiczną albo inne problemy zdrowotne pogarszające szanse pacjenta w ciężkim stanie na przeżycie Przy doborze materiału szczególną uwagę należy zwrócić na jego toksyczność. Urządzenie stereotaktyczne ma bezpośredni kontakt z pacjentem. Proces sterylizacji zapewnia biologiczną jałowość sprzętu. Nie chroni jednak przed drażniącym działaniem materiału, z którego jest wykonany. Aby zapewnić pacjentowi bezpieczeństwo w trakcie zabiegu materiały na urządzenie stereotaktyczne powinny być **niealergizujące** i **nietoksyczne**. Urządzenie stereotaktyczne jest tzw. wyrobem o funkcji pomiarowej. Jego dokładność i stabilność muszą być wystarczające w zakresie właściwych granic dokładności. W początkowych założeniach projektowych dokładność urządzenia miała wynosić 1mm. Rama stereotaktyczna mocowana jest do głowy pacjenta za pomocą kołków mocujących. Kołki są dokręcane do czaszki za pomocą wkrętaka dynamometrycznego. Siły pochodzące od gwintowanych kołków/wkrętów działające na ramę nie mogą doprowadzić do jej odkształcenia i do destabilizacji/poluzowania całego urządzenia. Jest to szczególnie ważne podczas przeprowadzania zabiegu, gdyż układ odniesienia, w którym znajdują się obrane koordynaty obszaru wewnątrz mózgu, nie może ulec zmianie przez cały czas trwania procedury. W innym wypadku może dojść do uszkodzenia sąsiednich struktur mózgu. W związku z powyższym, kolejnym kryterium, które bezwzględnie powinno być brane pod uwagę przy wyborze materiału na bazowy pierścień stereotaktyczny, jest **sztywność.** Podczas wykonywania zdjęć tomograficznych rama zamocowana jest do głowy pacjenta. Powinna być ona widoczna na otrzymanych obrazach, ale jednocześnie materiał, z którego jest wykonana nie powinien powodować odbić (artefaktów), które uniemożliwiłyby dokładne określenie miejsca nakłucia. Istotnym kryterium, któremu powinien podlegać materiał na ramę stereotaktyczną, jest **transparentność** dla promieni rentgenowskich. Urządzenie stereotaktyczne powinno cechować się **małą masą**. Konstruktorzy systemu do nakłuć komorowych założyli, że jego waga całkowita nie powinna przekraczać 500 g. Niską masę można uzyskać przez wykonanie bazowego pierścienia z lekkiego materiału (tj.

materiału o niskiej gęstości). Masa urządzenia zamocowanego do głowy pacjenta wpływa na komfort zarówno pacjenta, jak i operatora podczas zabiegu. Zbyt wysoka może utrudniać sprawny montaż oraz stabilizację całego układu pomimo dokładnej fiksacji do kości czaszki. Należy również zwrócić uwagę na to, że pacjent poddawany zabiegowi stereotaksji ramowej mógł doznać obrażeń kręgosłupa. Dodatkowe obciążenie może więc doprowadzić do pogorszenia jego stanu zdrowia. Dostępne obecnie na rynku systemy stereotaktyczne wykonane są z nowoczesnych, drogich materiałów, co znacznie podnosi cenę urządzenia. Jest to powodem niewielkiej ilości takich systemów w polskich placówkach neurochirurgicznych. Materiał na ramę stereotaktyczną powinien spełniać wszystkie wcześniej wymienione kryteria przy zachowaniu **niskiej ceny** jednostkowej i przy niskich kosztach obróbki technologicznej.

4. KIERUNKI RACJONALIZACJI

Spośród wymienionych kryteriów podstawą dla racjonalizacji i zbliżenia się do założeń projektowych mogą być: mała masa i niska cena.
Pierwsza własność wiąże się z zastosowaniem materiału o niskiej gęstości lub zmianą konstrukcji. Lekkość konstrukcji można uzyskać poprzez zastosowanie lekkich materiałów, lub - pomimo materiałów ciężkich – np. wykonanie otworów odciążających. Takie otwory powodują jednak obniżenie sztywności. Autorzy projektu systemu do nakłuć komorowych założyli minimalizację ciężaru do granic wymaganej sztywności. Innym sposobem odciążenia konstrukcji jest nadanie bazowemu pierścieniowi przekroju dwuteowego. Podczas działania siłą na „ramiona" pierścienia jego krawędź przyśrodkowa jest rozciągana, a zewnętrzna - ściskana. Przekrój dwuteowy zapewniłby ramie dobrą sztywność przy znacznym obniżeniu masy, jednak taka konstrukcja wymaga dobrania odpowiedniego materiału, który umożliwi jej wykonanie.
Niekorzystnie obniżanie masy poprzez zmianę materiału lub konstrukcji wiąże się ze wzrostem ceny. Zastosowanie lżejszych ale posiadających wystarczające parametry wytrzymałościowe materiałów podnosi cenę urządzenia tak samo jak zwiększenie ilości stosowanych procesów technologicznych.

5. PROPONOWANE ROZWIĄZANIE

Jako pierwszy etap racjonalizacji proponuje się odciążenie urządzenia przez zastosowanie lżejszych materiałów do budowy bazowego pierścienia stereotaktycznego, charakteryzujących się wystarczającymi do takiego zastosowania właściwościami wytrzymałościowymi. Nowe możliwości dają nowoczesne materiały – kompozyty posiadające właściwości umożliwiające kompromis przy rozważaniu tak zróżnicowanych kryteriów jak „jakość – masa – cena" . Obecnie rozpatrywane jest wykorzystanie kompozytu szklano-epoksydowego, który oferuje dobre właściwości mechaniczne przy relatywnie niskiej cenie i kosztach całkowitych procesów technologicznych [4]. Wstępnym badaniom poddano laminat TSE-6 znajdujący się w ofercie Zakładów Tworzyw Sztucznych IZO-ERG S.A.. W tabeli 1. przedstawiono wybrane właściwości kompozytu. Materiał charakteryzuje się małą gęstością; jest czterokrotnie lżejszy od stali (7,8 g/cm^3) i o 30% lżejszy od aluminium (2,7 g/cm^3), ale nieco cięższy w porównaniu z kompozytem węglowo-epoksydowym (1,6 g/cm^3). Laminat szklano-epoksydowy może pracować ciągle w temperaturze do 180^{o}C. Chłonność wody dla laminatu o grubości 3mm wynosi 22mg. Sterylizacja ramy stereotaktycznej narzuca konieczność przebywania w warunkach podwyższonej temperatury (ok. 134^{o}C) oraz podwyższonej wilgotności (sterylizacja parowa).

Tab.1.1. Wybrane właściwości płyty TSE-6 na osnowie z żywicy epoksydowej, wzmocnionej tkaniną szklaną [5]

	TSE-6
Własności mechaniczne	
Naprężenia niszczące przy zginaniu prostopadle do warstw (w temp. 20°C)	545 [MPa]
Moduł elastyczności przy zginaniu	$26x10^3$ [MPa]
Naprężenie zrywające	400 [MPa]
Własności fizyczne	
Gęstość	1,7-2,0 [g/cm^3]
Wskaźnik temperaturowy*	180
Chłonność wody (dla grubości 3 [mm])	9 [mg]
Palność (kategoria)	-

*Wskaźnik temperaturowy TI jest równoważny temperaturze pracy ciągłej. Przyjmuje się, że właściwości materiału po 20000 godzin przebywania w tej temperaturze nie powinny obniżyć się więcej niż 50% wartości początkowych.

Rozpatrywany materiał charakteryzuje się relatywnie niską ceną w porównaniu z drugim branym pod uwagę w projekcie wzoru użytkowego materiałem, tj. kompozytem węglowo-epoksydowym. Kompozyt szklano-epoksydowy jest nieco ponad 2-krotnie droższy od stopu aluminium PA9, ale ponad 10-krotnie tańszy od kompozytu węglowo-epoksydowego[6].

Wstępne badania nad wytrzymałością na obciążenia cykliczne elementu w kształcie bazowego pierścienia stereotaktycznego o grubości 6mm z nawierconymi otworami odciążającymi dały zadowalające rezultaty, jednak konieczne jest poparcie tego wynikami większej ilości prób oraz ustalenie położenia otworów, które zapewniałoby odciążenie przy minimalizacji wpływu na sztywność elementu.

LITERATURA

[1] Mazurkiewicz S.: System do operacji nakłuć komorowych u chorych z nadciśnieniem śródczaszkowym z użyciem polskiego nowatorskiego systemu stereotaktycznego. Wniosek o finansowanie projektu badawczego własnego. 2007
[2] Mazurkiewicz S.: Urządzenie stereotaktyczne. Wzór użytkowy PL65969 Y1. Zgłosz. 118775 z 18.02.2010. O udz. prawa ochr. ogł. 29.06.2012
[3] Dyrektywa Rady 93/42/EWG z dnia 14 czerwca 1993r. dotycząca wyrobów medycznych
[4] Ochelski, St.: Metody doświadczalne mechaniki kompozytów konstrukcyjnych. Warszawa, WNT, 2004
[5] Katalog płyt warstwowych produkowanych przez Zakłady Tworzyw Sztucznych IZO-ERG.
[6] Ashby, M. F.: Dobór materiałów w projektowaniu inżynierskim. Warszawa : WNT, 1998.

DIRECTIONS IN RATIONALIZATION OF THE VENTRICULAR PUNCTURE SYSTEM

Abstract: This paper presents the conditions to be met by stereotactic device designed to ventricular puncture. The criteria of further rationalization of the solution proposed in the utility model PL65969 Y1 are clarified. Particular attention is paid to the construction of stereotactic base ring. Direction assumed to rationalize is reducing the base ring weight and material costs by using glass-epoxy laminate TSE-6 and relief holes.

Agata GUZIK-KOPYTO, Piotr WODARSKI, , Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze
Małgorzata KOWOL, Aleksandra WIELGOSZ, SKN Biomechatroniki „Biokreatywni", Politechnika Śląska, Zabrze

KONCEPCJA OPRACOWANIA WIELOFUNKCYJNEJ ZABAWKI REHABILITACYJNEJ DLA DZIECI Z MPD

Streszczenie: Mózgowe porażenie dziecięce jest chorobą dotykającą miliony dzieci na świecie, dlatego też istnieje ciągła potrzeba projektowania nowego, czy też ulepszania istniejącego już sprzętu rehabilitacyjnego. Analiza potrzeb fizjoterapeutów, opiekunów oraz chorych dzieci doprowadziła do powstania pomysłu opracowania projektu zabawki rehabilitacyjnej pod postacią obrazu.

Słowa kluczowe: mózgowe porażenie dziecięce, rehabilitacja, zabawki rehabilitacyjne

1. WSTĘP

Mózgowe porażenie dziecięce MPD jest chorobą dotykającą miliony dzieci na świecie, w Polsce liczba ta wynosi około 20-25 tysięcy, co stanowi ponad połowę wszystkich niepełnosprawnych dzieci [2]. W związku z różnorodnością i stopniem nasilenia objawów nie opracowano jeszcze idealnej definicji tego zaburzenia, dotychczas można je nazywać zespołem przewlekłych i niepostępujących zaburzeń ośrodkowego układu nerwowego, powstałych w wyniku uszkodzenia mózgu w okresie rozwoju płodowego, podczas porodu lub tuż po urodzeniu. Porażenie mózgowe obejmuje przede wszystkim zaburzenia związane z postawą oraz ruchem. Cechą charakterystyczną jest występujące w różnym stopniu porażenie, niedowłady, ruchy mimowolne oraz zaburzenie równowagi. [3].

Celem rehabilitacji dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym jest przede wszystkim osiągnięcie jak największej samodzielności dziecka. Proces usprawnienia polega na wielokierunkowej stymulacji wszystkich zaburzonych sfer rozwojowych [5]. Dziecko z MPD powinno być poddane rehabilitacji nie tylko pod okiem specjalistów w odpowiednio przygotowanych placówkach, ale i w domu. Należy pamiętać, że wszystkie ćwiczenia czynności ruchowych są jednocześnie ćwiczeniami percepcji w związku z tym rehabilitacja powinna uwzględnić rozpoznawanie i odróżnianie powierzchni, rozpoznawanie kształtów, kolorów itp. [4]. Leczenie polega na powtarzaniu prawidłowych ruchów w celu kształtowania prawidłowych nawyków[1]. Jednym ze sposobów rehabilitacji łączącym dane ćwiczenia jest wykorzystanie zabawek rehabilitacyjnych.

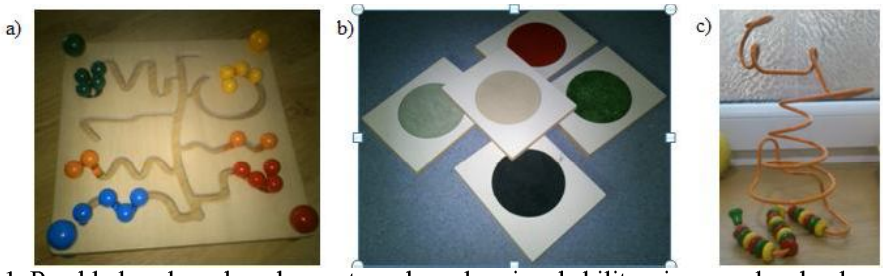
Celem niniejszej pracy jest opracowanie projektu wielofunkcyjnej zabawki rehabilitacyjnej, umożliwiającej wykonywanie różnych ćwiczeń jednocześnie. Po przeglądzie istniejących na rynku zabawek oraz rozmowach z ludźmi mającymi bezpośredni kontakt z chorymi dziećmi, powstała koncepcja zaprojektowania wielofunkcyjnego obrazu rehabilitacyjnego.

2. WIELOFUNKCYJNY OBRAZ REHABILITACYJNY

Tematem przewodnim projektowanego obrazu jest animowany świat podwodny, w związku z tym obraz ten przedstawia różnorodne formy życia o zróżnicowanych kształtach m.in. ryby, ślimaki, rozgwiazdy, podwodne rośliny czy też ośmiornicę. Dodatkową atrakcją jest skrzynia pełna skarbów oraz nurek w kombinezonie. Bogactwo kolorów i atrakcji gwarantuje zainteresowanie dziecka.

2.1. Opis poszczególnych elementów obrazu

Każda z zabawek rehabilitacyjnych pełni określone funkcje, jedna służy do rehabilitacji ręki, druga należy do grupy zabawek edukacyjnych, istnieją również zabawki z efektem dźwiękowym oraz świetlnym. Obraz jest takim przedmiotem, na którym istnieje możliwość połączenia kilku zabawek, co w odpowiedniej tematyce tworzy harmonijną całość. Na rys. 1 przedstawiono kilka rozwiązań, które zostały wykorzystane podczas projektowania wielofunkcyjnego obrazu rehabilitacyjnego.



Rys. 1. Przykłady zabawek wykorzystanych w obrazie rehabilitacyjnym; zabawka do przesuwania elementów po specjalnym torze w płaszczyźnie (a) , zabawka służąca do poznawania różnych faktur materiału (b), przesuwanie elementów w przestrzeni (c).

Pierwszym omawianym elementem jest zastosowanie na całej powierzchni obrazu różnych faktur materiałów (wykorzystanie funkcji zabawki przedstawionej na rysunku 1b). Powierzchnia użytego materiału determinowana jest przez dany element, przykładowo : ryby pokryte są materiałem śliskim, piasek szorstkim. Całość powinna w jak największym stopniu odzwierciedlać rzeczywiste warunki.

Rehabilitacja kończyn górnych możliwa jest dzięki umieszczeniu na obrazie elementów służących do wykonywania zadań o zróżnicowanym poziomie trudności, dzięki temu ćwiczyć mogą osoby z mniejszą lub większą dysfunkcją ręki. W związku z tym, iż niektóre z wykonywanych zadań wymagają przesunięcia poszczególnych fragmentów obrazu, określone elementy wystają poza jego płaszczyznę. Ćwiczenie dla dzieci z większą sprawnością realizowane jest w miejscu występowania podwodnych roślin – glonów i polega na przesuwaniu niewielkich koralików w przestrzeni, gdzie torem ruchu jest obrys rośliny w sposób podobny do zabawki przedstawionej na rysunku 1c. Oprócz tego elementu osoby te mogą również przekręcać różnego rodzaju zamki znajdujące się na obrazie np. klucz w skrzyni skarbów, czy też zamek znajdujący się na kombinezonie nurka. Ostatni element nie wymaga tak dużej sprawności, ćwiczenie polega na przesuwaniu kraba po specjalnym torze w płaszczyźnie, w sposób podobny do przedstawionego na rysunku 1a. Umieszczenie zróżnicowanych elementów na obrazie, pozwala na usprawnianie większości chwytów dłoni, jednak to jakie ćwiczenia zostaną wykonane zależy od możliwości ruchowych dziecka. Cześć dzieci może bez problemu wykonać ruchy chwytne takie jak chwyt hakowy, cylindryczny, szczypcowy, czy też dłoniowy, ale istnieją też dzieci, u których ruchy te są minimalne lub nie występują wcale. Z tego też powodu na obrazie znajdują się elementy, które można przesunąć bez potrzeby uchwycenia danego elementu (wspomniany wcześniej krab przesuwany w płaszczyźnie).

Rehabilitacja dziecka z mózgowym porażeniem dziecięcym, ze względu na występujące napięcia mięśniowe i związane z tym charakterystyczne ułożenie rąk i ciała, powinna zawierać ćwiczenia polegające na działaniu przeciwnym do działania sił mięśni np. próby prostowania rąk, prostowanie całego ciała poprzez sięganie po dany przedmiot, dotykanie oraz poruszanie danego elementu (przeciwdziałanie grawitacji, "wyciąganie" ciała). Umieszczone na różnej wysokości kolorowe ryby pozwalają na prowadzenie właśnie takich ćwiczeń. Dodatkowo za pomocą kilku różnego typu przełączników możliwe jest zaświecenie rybki co pobudza wrażenia zmysłowe dziecka. Ważnym efektem dla dziecka z ograniczoną zdolnością poruszania, jest to, aby poprzez niewielki ruch np. naciśnięcie czegoś, przesunięcie wywołać jakąś większą reakcję. Elementem dającym powyższy efekt jest współdziałanie ślimaków
i rozgwiazd - mianowicie obrócenie odpowiedniej rozgwiazdy powoduje kręcenie wybranych, kolorowych skorup ślimaków.

2.2. Analiza poszczególnych cech obrazu

Dzisiejszy rynek dysponuje szeroką paletą zabawek wspomagających leczenie. Stare zabawki są ulepszane lub zastępowane poprzez zupełnie nowe rozwiązania. Jednak pomimo tego ciężko jest znaleźć zabawkę, która spełniłaby w pełni wymagania stawiane przez fizjoterapeutów, rodzinę, a przede wszystkim chore dzieci. Przeprowadzone konsultacje pozwoliły na lepsze zrozumienie potrzeb procesu usprawniania dziecka. Analizę otrzymanych informacji przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Analiza cech obrazu

GRUPA	CECHA
FIZJOTERAPEUTA	• Wielofunkcyjność • Możliwość prowadzenia ćwiczeń w różnej pozycji
	• Możliwość prowadzenia ćwiczeń nie tylko w specjalnych placówkach, ale i w domu • Rehabilitacja • Edukacja
OPIEKUN	• Oszczędność miejsca w pomieszczeniu • Cena • Możliwość odpoczynku • Element wystroju pokoju
DZIECKO	• Zabawa

Wielofunkcyjność jest to jedna z ważniejszych cech zaprojektowanego przez nas obrazu. Połączenie kilku zabawek w jedną całość pozwala na prowadzenie szeregu ćwiczeń nie tylko fizycznych ale i edukacyjnych. Dodatkowo istnieje możliwość powieszenia obrazu na różnej wysokości, dzięki temu rehabilitację można prowadzić w różnych pozycjach – stojącej, siedzącej czy nawet leżącej. Kolejną ważną rzeczą, na którą zwrócono uwagę podczas procesu projektowania zabawki, jest możliwość prowadzenia ćwiczeń nie tylko w specjalnych ośrodkach rehabilitacyjnych, ale przede wszystkim w domu. Warto zwrócić uwagę na to, że zakupienie szeregu zabawek pełniących podobne funkcje wiąże się z poniesieniem większych kosztów, jak również z większą powierzchnią zajmowanego miejsca. Pomysł umieszczenia zabawek w postaci obrazu na ścianie jest najlepszym rozwiązaniem, ponieważ w pełni rozwiązuje ten problem - cena jest znacząco mniejsza, a zajmowana powierzchnia zerowa, co więcej sam obraz stanowi element wystroju pokoju. Wiadomo również, że rehabilitacja oraz zabawa z dziećmi z dysfunkcjami poszczególnych części ciała wymaga obecności opiekuna, który zwykle asystuje w zabawie. W związku z

tym projekt ten powstał również z myślą o nich, bowiem umożliwia samodzielną zabawę, a opiekun może mieć czas dla siebie, czas na odpoczynek, którego z reguły nie ma za wiele. Najważniejszą jednak rzeczą jest fakt, iż wielofunkcyjny obraz pozwala na rehabilitację dziecka poprzez zabawę. Dzieci z MPD często przebywają w szpitalach oraz ośrodkach rehabilitacji. Możliwość leczenia poprzez zabawę daje im poczucie pewnej normalności, ćwiczenia stają się zabawą, a nie tylko nudnym i codziennym obowiązkiem.

Zaprojektowany w ramach niniejszej pracy wielofunkcyjny obraz rehabilitacyjny jest takim przedmiotem, który łatwo zmieniać oraz dostosowywać do określonych potrzeb. I tak oto obraz może zawierać inne niż proponowane przez nas elementy do ćwiczeń, może mieć różną wielkość i kształt, zupełnie inną tematykę dostosowaną np. do wystroju pomieszczenia, bądź upodobań dziecka.

3. PODSUMOWANIE

Codziennie na świecie ktoś dowiaduje się o chorobie swojego dziecka, codziennie dochodzi do wypadków, w których dziecko traci zdolność do prawidłowego funkcjonowania, dlatego też zawsze istnieć będzie potrzeba ulepszania i projektowania coraz to nowszych i lepszych zabawek rehabilitacyjnych. W pracy przedstawiono propozycję rozwiązania zabawki rehabilitacyjnej w postaci obrazu z możliwością powieszenia na różnych wysokościach. Nie wyklucza się zmian projektu w celu uzyskania jak największego stopnia pomocy w procesie rehabilitacji dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym oraz pozostałych dzieci z wszelkimi dysfunkcjami kończyn górnych.

LITERATURA

[7] Borkowska M.: ABC Rehabilitacji dzieci. Wydawnictwo Pelikan, Warszawa, 1989
[8] Borkowska M.: Uwarunkowania rozwoju ruchowego i jego zaburzenia w mózgowym porażeniu dziecięcym. Wyd. 2 popr. Wydawnictwo Zaułek, Warszawa, 2001
[9] Michałowicz R.: Mózgowe porażenie dziecięce. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa, 1986
[10] Levitt S.: Rehabilitacja w porażeniu mózgowym. Wyd.1. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2000
[11] Zabłocki K. J.: Mózgowe porażenie dziecięce w teorii i terapii. Wydawnictwo Żak, Warszawa, 1998

USE OF TOYS IN THE PROCESS OF REHABILITATION OF CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY

Abstract: Cerebral palsy is a disease that affects millions of children around the world, which is why there is a continuing need to design a new, or improve existing rehabilitation equipment. Analysis of the needs of physiotherapists, carers and sick children led to the idea of a rehabilitation toy in the form of an image.

Marek GZIK, Kamil JOSZKO, **Piotr WODARSKI,** Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze
Jerzy PIENIĄŻEK, Oddział Neurochirurgii i Neurotraumatologii, Wojewódzki Szpital Specjalistyczny nr 4, Bytom

BADANIA MODELOWE ZJAWISK DYNAMICZNYCH W ODCINKU LĘDŹWIOWYM KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA

Streszczenie: W ramach pracy sformułowano w programie Madymo modele dynamiczne odcinka lędźwiowego kręgosłupa człowieka, które uwzględniają kość krzyżową, kręgi L1-L5, główne więzadła stabilizujące kręgosłup w tym odcinku oraz stawy miedzykręgowe. W szczególności opracowano dwa modele odcinka lędźwiowego – fizjologiczny oraz z zadanym patologicznym ustawieniem. Model fizjologiczny poddano weryfikacji na podstawie danych literaturowych. Z kolei w drugim modelu zasymulowano patologiczne ustawienie kręgosłupa na wskutek pęknięcie łuku kręgu L4, przez co kręg utracił oparcie na powierzchniach stawowych pełniących rolę zamka zabezpieczającego przed translacją w płaszczyźnie strzałkowej.

Słowa kluczowe: Kręgozmyk, model dynamiczny, biomechanika, kręgosłup lędźwiowy

1. WSTĘP

Pomimo wielu badań poświęconych przyczynom schorzeń kręgosłupa, wiedza o przyczynach oraz skutkach kręgozmyku jest niepełna. Urazy odcinka lędźwiowego, takie jak złamania łuków kręgu, zerwanie więzadeł, prowadzą bardzo często do utraty stabilności kręgosłupa, co w konsekwencji może być przyczyną powstania translacji w segmentach ruchowych. Kręgozmyk polega na przemieszczeniu kolumny górnych kręgów względem kręgu niższego. Problem ten dotyczy odcinka lędźwiowego w większości przypadków, występuje na poziomie L5-S1, rzadziej na poziomie L4-L5 i L3-L4.

Schorzenia kręgosłupa to aktualny oraz pogłębiający się problem szczególnie w związku z rozwojem cywilizacyjnym oraz starzejącym się społeczeństwem. Skuteczność metod leczenia pozostaje w ścisłym związku z wiedzą na temat zjawisk biomechanicznych zachodzących w kręgosłupie w warunkach fizjologicznych oraz po ingerencji medycznej. Dotyczy to w szczególności metod chirurgicznego leczenia wad kręgosłupa związanych ze zmianami pourazowymi oraz zwyrodnieniami. Badania modelowe układu ruchu człowieka są jedną z rozwijających się dynamicznie dziedzin biomechaniki. Umożliwiają lepsze poznanie parametrów kinematycznych i dynamicznych, a także określenie warunków powstania urazów i różnego rodzaju patologii [1,9].

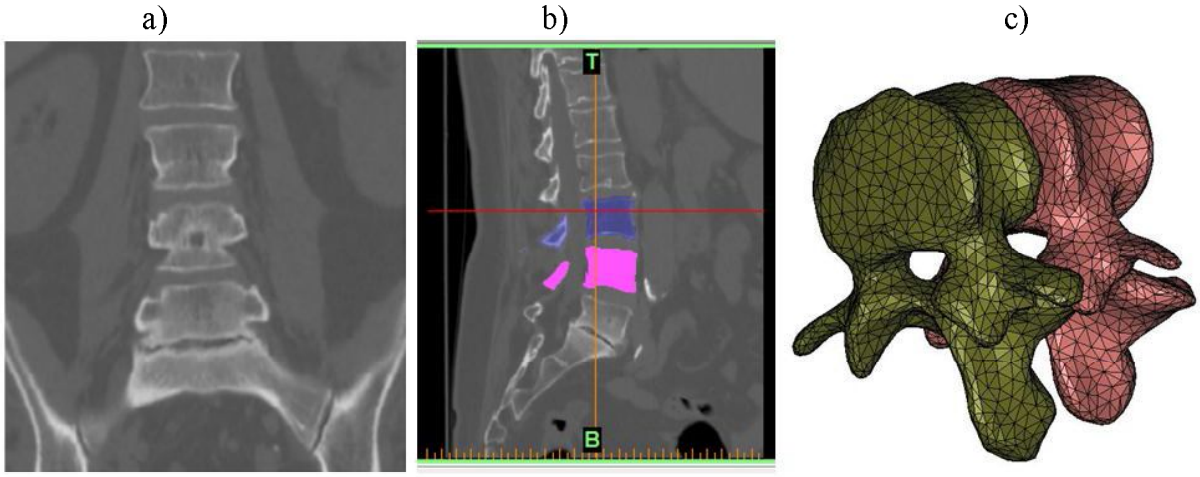
W niniejszym opracowaniu przedstawiono badania kręgosłupa lędźwiowego prowadzone z wykorzystaniem metody Multibody. Do sformułowania modelu oraz analizy dynamicznej wykorzystano oprogramowanie MADYMO, które posiada biblioteki danych antropometrycznych ciała człowieka, które znacznie upraszczają proces modelowania. Opracowany model odzwierciedla geometrię kręgów, ponadto uwzględnia dyski, stawy

międzykręgowe oraz aparat więzadłowy. Model został zweryfikowany w oparciu o dane literaturowe zakresów ruchomości oraz sztywności kręgosłupa lędźwiowego [2, 3, 4].

2. PROCES BUDOWY MODELU

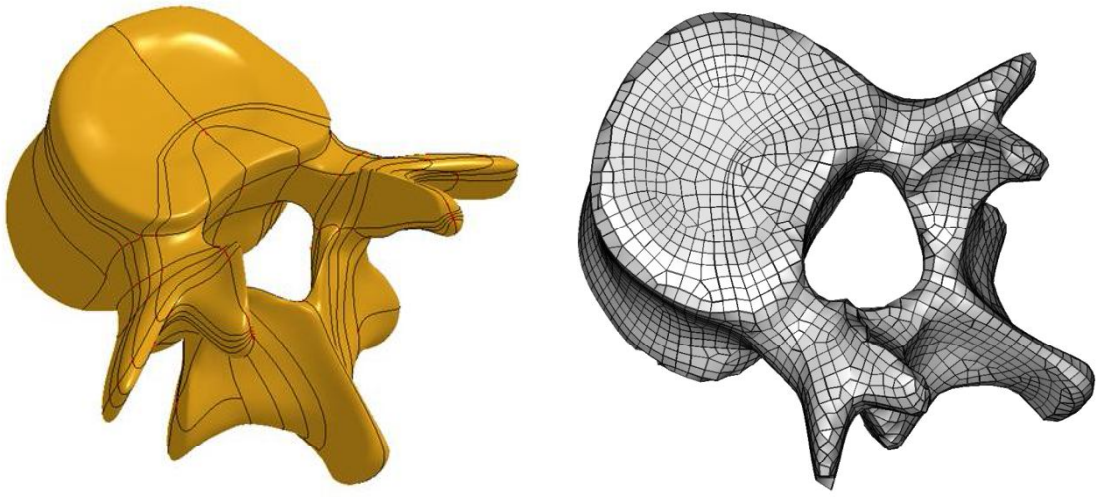
2.1. Model kręgu

Budowę modelu numerycznego rozpoczęto od importu zdjęć z tomografii komputerowej do oprogramowania MIMICS, gdzie przygotowano geometrię poszczególnych kręgów lędźwiowych wraz z kością krzyżową (rys.1).



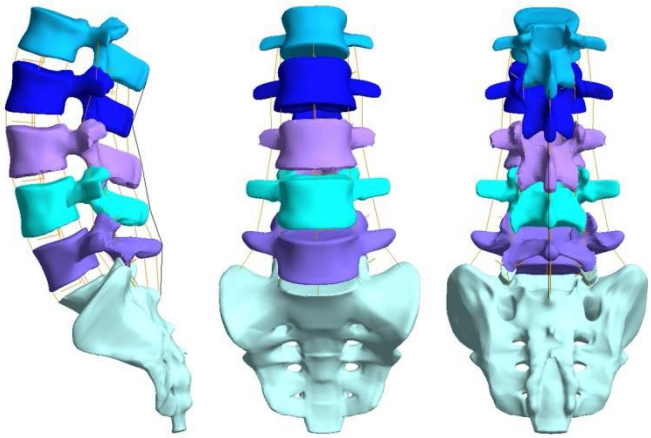
Rys.1. Proces modelowania kręgów: a) obraz kręgosłupa z tomografii komputerowej b) segmentacja kręgów c) model kręgów

Następnie przy użyciu programu LS-PREPOST dokonano dyskretyzacji modelu na elementy skończone, przygotowując model do dalszej analizy numerycznej (rys.2).



Rys.2. Import modelu do programu LS-PREPOST oraz dyskretyzacja na elementy skończone.

Struktura pliku, którą otrzymano z tego programu pozwoliła na import geometrii kręgów do oprogramowania MADYMO (rys.3).



Rys.3. Dynamiczny model docinka lędźwiowego w programie MADYMO.

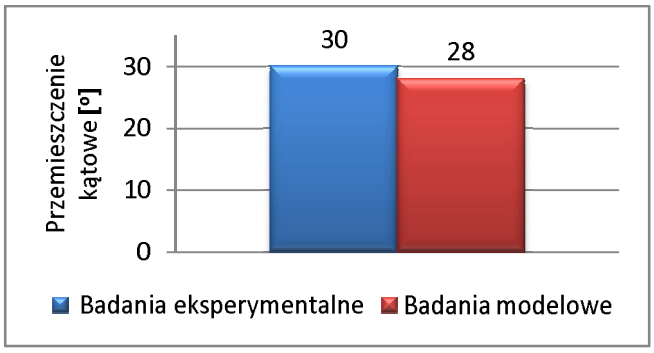
W modelu przyjęto, że kręgi są bryłami sztywnymi o zadanej masie, momentach bezwładności oraz określonych położeniach środków mas (Tab. 1). Reprezentacją graficzną poszczególnych kręgów jest siatka elementów skończonych, która wiernie odzwierciedla ich geometrię.

Tabela 1. Momenty bezwładności oraz masy kręgów

Nr	Masa [g]	Moment bezwładności [g·mm^2]		
		Ix	Iy	Iz
L1	89.7	21642	3389.5	40257
L2	86.4	20587.5	33579	39921
L3	95.9	24291	38938.5	46333.5
L4	96.8	24697.5	39570	46929
L5	84.7	21019.5	28614	37368
S6	250.1	299895	170580	207240

2.2. Weryfikacja modelu numerycznego

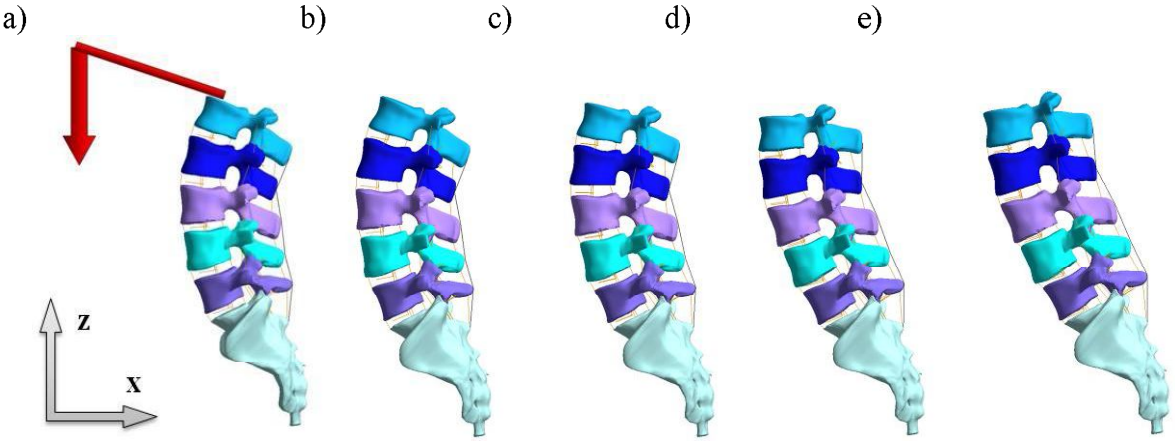
Opracowany w programie Madymo model odcinka lędźwiowego kręgosłupa człowieka został zweryfikowany na podstawie publikacji Zander et al. z 2001 roku [5], w której wyznaczono, na podstawie badań eksperymentalnych, zakresy ruchomości kręgosłupa w tym odcinku. Przemieszczenie kątowe uzyskane z eksperymentu zestawiono z przemieszczeniem kątowym uzyskanym z modelu numerycznego (rys. 4).



Rys.4. Porównanie zakresów ruchomości modelu numerycznego z badaniami eksperymentalnymi

3. BADANIA MODELOWE W OPROGRAMOWANIU MADYMO

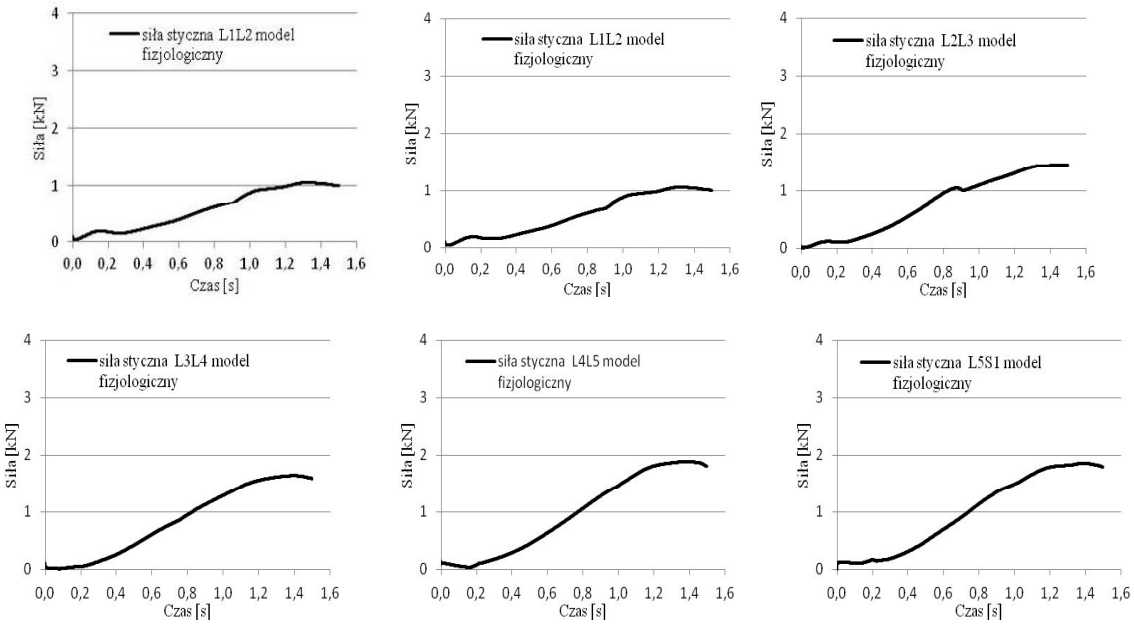
W programie Madymo opracowano fizjologiczny model odcinka lędźwiowego kręgosłupa człowieka o kącie lordozy 51°. Opracowany model składa się z pięciu kręgów oraz kości krzyżowej, która stanowi utwierdzenie modelu. Następnie model obciążono momentem zginającym w płaszczyźnie strzałkowej o wartości 140 Nm reprezentującym oddziaływanie górnych części układu anatomicznego człowieka (rys.5).



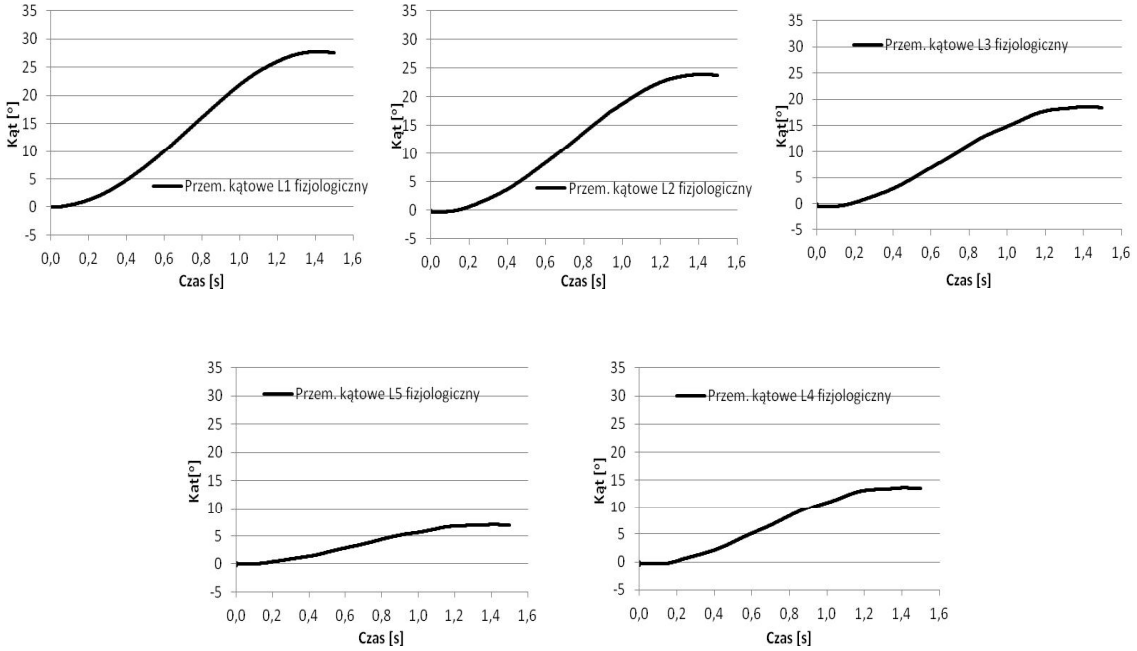
Rys.5. Warunki obciążenia modelu oraz pozycja odcinka lędźwiowego kręgosłupa podczas ruchu w płaszczyźnie strzałkowej pod wpływem przyłożonego obciążenia a) przyłożone obciążenie b) czas 0 s c) czas 0,5 s d) czas 1 s e) czas 1,5 s

4. WYNIKI

Przeprowadzona analiza dynamiczna pozwoliła na wyznaczenie wartości siły wypadkowej na powierzchniach poszczególnych kręgów oraz ich przemieszczeń kątowych. Uzyskane wyniki przedstawiono na poniższych rysunkach 6 i 7.



Rys.6. Wartość siły wypadkowej w dyskach międzykręgowych dla kręgosłupa fizjologicznego



Rys.7. Przemieszczenie kątowe poszczególnych kręgów dla kręgosłupa fizjologicznego

Z przeprowadzonej analizy numerycznej wynika, że dla zadanego stanu obciążenia największa wartość siły generowana jest na powierzchniach stawowych kręgów L4 L5. W warunkach rzeczywistych właśnie w tym miejscu najczęściej dochodzi do mikropęknięć, które w konsekwencji prowadzą do kręgozmyku.

5. PODSUMOWANIE

W pracy podjęto próbę opracowania dynamicznego fizjologicznego modelu odcinka lędźwiowego kręgosłupa człowieka oraz wyznaczenie obciążeń predysponujących do powstania kręgozmyku. Przeprowadzone symulacje numeryczne wykazały, że największe przemieszczenie kątowe pod wpływem przyłożonego obciążenia wystąpiło na poziomie kręgów L1 – L3. Największą wartość siły wypadkowej na powierzchni trzonów kręgów zaobserwowano na poziomie L4, L5. Tak duża siłą może prowadzić do niestabilności w tym segmencie kręgosłupa, a to z kolei może spowodować pękniecie łuków kręgów i translację trzonu kręgu w kierunku jamy brzusznej. Przeprowadzone badania pozwoliły na zrozumienie korelacji miedzy stanem fizycznym tkanek a warunkami obciążeń prowadzących do powstania kręgozmyku [6,7,8]. Opracowany model będzie daje rozwijany w celu zwiększenia wiedzy na temat zjawisk biomechanicznych występujących w lędźwiowym odcinku kręgosłupa człowieka w sytuacji wykonywania czynności dnia codziennego i sytuacji przeciążeniowych. Badania finansowane są przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego w ramach projektu badawczego nr. N N518 412238.

LITERATURA

[1] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M.: Biomechanika narządu ruchu człowieka. Wyd.1. Instytut Technologii Eksploatacji - PIB, Radom, 2011
[2] Wagnac E., Arnoux P., Garo A., Aubin C.: Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions, International Federation for Medical and Biological Engineering, p. 50:903–915, 2012
[3] Dreischarf M., Rohlmann A., Berqmann G., Zander T.: Optimised loads for the simulation of axial rotation in the lumbar spine, Journal of Biomechanics, p. 2323-2327, 2011
[4] Ashton - Miller J. A., Schultz A. B.: Biomechanics of the human spine, [W:] Basic Orthopaedic Biomechanics, Ed. Van C. Mov and W. C. Hayes, Philadelphia, p. 353 - 393, 1997
[5] Zander T., Rohlmann, A., Calisse J., Bergmann G.: Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination. Clinical Biomechanics 16, p. S73–S80, 2011
[6] Rohlmann A., Bergmann G., Graichen F.: Loads on internal spinal fixators measured in different body positions. European Spine Journal 8, p. 354–359, 1999
[7] Rohlmann, A., Bergmann G., Graichen F., Weber U.:Changes in the loads on an internal spinal fixator after iliac-crest autograft. Journal of Bone and Joint Surgery— British Volume 82, p. 445–449.
[8] Rohlmann, A., Graichen, F., Weber, U., Bergmann, G.: Volvo Award winner in biomechanical studies: monitoring in vivo implant loads with a telemeterized internal spinal fixation device. Spine 25, p. 2981–2986, 2000
[9] Gzik M., Biomechanika kręgosłupa człowieka, Gliwice, 2011

MODELLING STUDIES OF DYNAMIC PHENOMENA IN THE HUMAN LUMBAR SPINE

Abstract: The work formulates dynamic models of the human lumbar spine, including the sacral bone, L1-L5 vertebrae, main stabilizing ligaments, discs and intervertebral facet joints in MADYMO program. Two models were worked out: first the physiological one which was verified on the basis of literature data and next model of pothological spine as a result of arch frakture of vertebra L4. The models were loaded with bending moment in sagittal plane representing the action of upper parts of the human body. The models were used to analyse the influence of pathology connected with spondylolisthesis on the stablity of the human lumbar spine.

Marek GZIK, Piotr WODARSKI, Kamil JOSZKO, Ewa STACHOWIAK, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice
Andrzej BIENIEK, Inżynieria Biomedyczna, Politechnika Śląska, Gliwice

PRZYKŁAD IMPLEMENTACJI SYSTEMÓW TRAKINGOWYCH ORAZ SYTEMU CAVE W PROCESACH REHABILITACYJNYCH DZIECI

Streszczenie: Wykorzystanie Technologii Wirtualnej Rzeczywistości w procesach terapeutycznych cieszy się dużym zainteresowaniem naukowców i terapeutów na całym świecie. Dzięki uniwersalności wirtualnych systemów można w łatwy sposób dostosowywać je do zindywidualizowanych terapii. Przeprowadzone obserwacje zachowań dzieci podczas gier i zabaw w systemie Cave, będącym największym osiągnięciem ostatnich lat w dziedzinie systemów wirtualnej rzeczywistości, dostarczają wniosków na temat przydatności tej technologii w diagnostyce i rehabilitacji. Wykorzystanie systemów śledzenia ruchu pozwala sprawdzenie poprawności wykonanych przez uczestnika ruchów oraz zwiększa atrakcyjność systemu. Wyniki jednoznacznie wskazują na wzmożoną aktywność ruchową z udziałem systemu Cave, który jednocześnie zachęca i motywuje do ćwiczeń np. poprzez zabawę.

Słowa kluczowe: Wirtualne Technologie, Wirtualna Rzeczywistość, Rehabilitacja

1. WSTĘP

Wykorzystanie Technologii Wirtualnej Rzeczywistości w procesach planowania, diagnostyki i rehabilitacji zyskuje dużą liczbę zwolenników z całego świata [1]. Dzięki swym zaletom takim jak: dostępność, łatwość w dokonywaniu zmian aplikacyjnych oraz zmian programów terapeutycznych [2], technologia ta może zastąpić wiele dostępnych na rynku medycznym urządzeń. Przedmiotem zainteresowania lekarzy i naukowców [3][4] jest wykazanie istnienia wpływu zjawisk wywoływanych w środowisku wirtualnym na parametry świata rzeczywistego, co warunkuje możliwości wykorzystania tej technologii w terapii. Przeprowadzone na świecie badania wykazują, iż wykorzystanie systemów z wizualizacją przestrzenną nadaje się do diagnostyki pacjentów z zaburzeniami równowagi [5]. Znane są również przykłady wykorzystania Technologii Wirtualnej Rzeczywistości jako narzędzia wspomagającego procesy rehabilitacyjne [6][7], gdzie dodatkowo wykorzystując manipulatory pacjenci mogą wykonywać różnego rodzaju czynności manualne. Rozwój Technologii Wirtualnych w ostatnich latach skutkował powstaniem wielu systemów, a wśród nich systemu typu Cave. System Cave, zwany również Wirtualną Jaskinią, umożliwia przeniesienie testującej osoby w "centrum wirtualnego świata". Osoba użytkująca ma wrażenie przebywania w wykreowanym przez komputery świecie. Dzięki wielościanowej projekcji obrazu stereoskopowego i okularom trójwymiarowym z polaryzatorami aktywnymi testujący może zobaczyć wokół siebie przedmioty, których w rzeczywistym świecie nie ma. System aktywnego śledzenia ruchu pozwala na poruszanie się w pomieszczeniu jaskini,

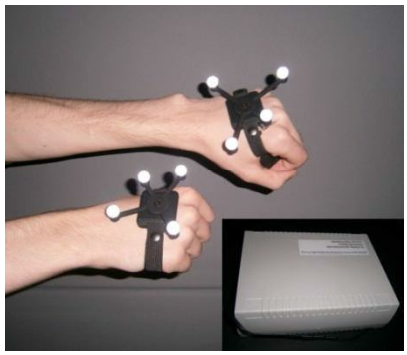
jednocześnie proporcjonalnie sterując wyświetlaniem projekcji tak, że osoba ma wrażenie poruszania się w wirtualnej przestrzeni. Dodatkowo systemy trakingowe pozwalają na interaktywne oddziaływanie z wykreowanym wirtualnym światem.

2. CEL I METODYKA BADAŃ

Celem przeprowadzonych badań jest określenie przydatności systemów trakingowych oraz systemu Cave w procesach terapeutycznych.

Na zorganizowanej z okazji dnia dziecka imprezie zabawowej dla dzieci zaproszono dziesięciu ochotników z Zespołu Szkół Ogólnokształcących Specjalnych nr 7 w Gliwicach do wzięcia udziału w grach w systemie Cave. Podczas zabawy obserwowano ich zachowania. Z tej okazji przygotowano specjalnie zaprojektowaną scenerię przedstawiającą pomieszczenie z grami i zabawkami dla dzieci rys. 1. Zaproszeni goście zostali zachęceni przez pedagogów z ZSOS nr 7 w Gliwicach oraz lekarzy z Centrum Pediatrii im. Jana Pawła II w Sosnowcu do układania trójwymiarowych puzzli, dopasowywania klocków oraz do wskazywania wykreowanych w technologii 3D przedmiotów. Każde z dzieci ubierało okulary 3D by móc zobaczyć wykreowany w systemie Cave trójwymiarowy obraz oraz specjalne zaprojektowane na tą okazję urządzenie VR Touch Device rys. 2. Urządzenie to zakłada się na dłonie i dzięki zamieszonym na nim znacznikom oraz przyciskom można oddziaływać na wykreowaną w świecie wirtualnym scenerię. System trakingowy wykrywa pozycję znaczników w przestrzeni pomieszczenia Cave oraz w przestrzeni aplikacji 3D, dzięki czemu może uruchamiać interakcje w zależności od położenia dłoni osoby przebywającej w systemie. Zamieszczone na spodzie dłoni przyciski symulują chwytanie. Dzięki nim uczestnicy mogli zasymulować złapanie i puszczanie wykreowanych wirtualnych przedmiotów.

Rys.1. Zaprojektowana sceneria dla systemu Cave



Rys.2. Urządzenie VR Touch Device (znaczniki na dłoniach oraz bezprzewodowa stacja odbiorcza dla przycisków)

4. WYNIKI I DYSKUSJA

Wynikiem obserwacji dzieci przebywających w systemie Cave jest rejestracja ich aktywności fizycznej. Zarejestrowano kilkuminutowe filmy z udziałem zaproszonych osób podczas brania udziału w przygotowanych grach w świecie 3D. Na rys. 3. można zaobserwować przebieg zabawy oraz aktywność fizyczną wywołaną zaimplementowanymi interaktywnymi opcjami aplikacji.

Rys.3. Zachowania osób przebywających s systemie Cave

Na taśmach video oraz zdjęciach można zaobserwować wzmożone zainteresowanie wykreowanym z wykorzystaniem Technologii Wirtualnej Rzeczywistości światem. Dzieci bardzo chętnie brały udział w prezentowanych grach przejawiając również chęć wzięcia udziału w podobnych wydarzeniach w przyszłości. Interaktywna forma aplikacji zachęcała do wykonywania ściśle zaplanowanych wcześniej przez terapeutów układów ruchowych. Umiejscowienie zaproszonych osób w systemie Cave skutkowało tym, iż mogły one nie tylko ruszać rękoma ale także poruszać się całym ciałem i przemieszczać się w obrębie pomieszczania. Podobnie jak w badaniach u Mujber'a [8] system wywołał wrażenie naturalności środowiska. Przełamane częściowo zostały lęki przed zwykle nieprzyjemnymi w dotyku urządzeniami rehabilitacyjnymi. Dzięki urządzeniu VR Touch Device dzieci mogły wpływać na zachowanie się wymodelowanych zabawek bądź sterować aktualnym przebiegiem gry.

5. WNIOSKI

Na podstawie obserwacji osób w systemie Cave można wywnioskować, iż system ten w pełni nadaje się do procesów rehabilitacyjnych. Przy wykorzystaniu tych najnowszych osiągnięć Technologii Wirtualnej Rzeczywistości, która często okazuje się ulubioną zabawą dziecka, można zbudować uniwersalny system rehabilitacyjny, który zmuszałby do rehabilitacji zarówno umysłowej, jak i fizycznej. Systemy trakingowe wraz z znacznikami w postaci urządzeń typu VR Touch Device w doskonały sposób umożliwiają interakcję z wirtualnym światem. Interakcję tą można wykorzystać również do diagnostyki poprawnie wykonany w systemie Cave ruchów będących elementem czynnej rehabilitacji ruchowej.

LITERATURA

[1] Wilson J.R., D'Cruz M.: Virtual and interactive environments for work of the future, Int. J. Human-Computer Studies 64, 2006 s. 158–169
[2] Cikajlo I., Matjačić Z.: Advantages of virtual reality technology in rehabilitation of people with neuromuscular disorders, Institute for rehabilitation, Republic of Slovenia

[3] McAndrew Young M.P., Jonathan B. Dingwell and Jason M. Wilken, Changes in margins of stability during human walking in destabilizing environments, 6ISB Brussels, 2011
[4] Cikajlo I., Rudolf M., Goljar N., Matjačić Z.: Continuation of balance training for stroke subjects in home environment using virtual reality, Proc. 8th Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Associated Technologies, ISBN 978 07049 15022, Chile, 31 Aug. – 2 Sept, 2010
[5] BRUTM. Unidade de Reabilitação do Equilíbrio. Manual do usuário. Versão 1.0.7. Versão do Software: 1.3.5.0. Uruguai: Medicaa, 2006.
[6] Riener R., Harders M.: Virtual Reality in Medicine, ISBN 978-1-4471-4010-8, London, 2012
[7] Luo Z., Lim C.K., Chen I., Yeo S.H.: A virtual reality system for arm and hand rehabilitation, Front. Mech. Eng. 6(1), 2011, s. 23–32
[8] Mujber T.S., Szecsi T., Hashmi M.S.J.: Virtual reality applications in manufacturing process simulation, Journal of Materials Processing Technology 155–156, 2004 s. 1834–1838

EXAMPLE OF IMPLEMENTATION OF TRACKING SYSTEMS AND CAVE SYSTEM IN PROCESSES OF CHILDREN REHABILITATION

Abstract: The use of Virtual Reality Technology therapeutic processes is of great interest of scientists and therapists around the world. With this system patient can have individualized therapy. According to observations of children in games and activities in the Cave, which is the greatest achievement of recent years in the field of virtual reality systems, provide conclusions about the usefulness of this technology in the diagnosis and rehabilitation. The use of tracking systems allows validation performed by the participant movements and increases the attractiveness of the system. The results clearly indicate that increased physical activity involving Cave system, which simultaneously encourages and motivates to exercise, eg through play.

Bożena GZIK-ZROSKA, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska
Ilona MAŃKA, Katedra Transportu Szynowego, Politechnika Śląska

WPŁYW SKOLIOZY KRĘGOSŁUPA NA SZTYWNOŚĆ KLATKI PIERSIOWEJ

Streszczenie: W ramach pracy opracowano model klatki piersiowej ze skoliozą oraz przeprowadzono obliczenia numeryczne przy wykorzystaniu oprogramowania Ansys. Przeprowadzone obliczenia umożliwiły ocenę wpływu skoliozy na sztywność klatki piersiowej.

1. WSTĘP

Klatka piersiowa ze względu na swoją budowę, którą stanowi połączenie odcinka piersiowego kręgosłupa, żeber oraz mostka, pełni bardzo ważną rolę w organizmie nie tylko ze względu na ochronę, jaką zapewnia narządom wewnętrznym takim jak: przełyk, serce, płuca, umożliwiając wymianę gazową, ale również pełniąc wraz z kręgosłupem funkcję stabilizująco - podporową. Stąd wszelkie wady powodujące zmiany jej geometrii mają ogromny wpływ na funkcjonowanie zarówno układu krążeniowo-oddechowego, jak i całego organizmu.

Najczęściej spotykanymi wadami występującymi w obrębie klatki piersiowej, powodującymi zmniejszenie objętości płuc, a tym samym zaburzeń w oddychaniu są: lejkowata klatka piersiowa, kurza klatka piersiowa oraz skolioza tj. skrzywienie boczne kręgosłupa.

Termin skolioza pochodzi od greckiego słowa scoliosis oznaczającego skrzywienie kręgosłupa. Pierwsze źródła dotyczące opisu skoliozy pochodzą z 460 roku p.n.e., autorem ich był Hipokrates. Zauważył on, że stopień skrzywienia odnosi się do wieku chorego. Nie podał jednak żadnych danych dotyczących przyczyn powstawania skolioz, jak również nie podjął próby ich klasyfikacji [1,2,6,7].

Skolioza w związku z faktem, że występuje zarówno w płaszczyźnie czołowej - boczne Skolioza w związku z faktem, że występuje zarówno w płaszczyźnie czołowej - boczne skrzywienie, płaszczyźnie strzałkowej - zaburzenie fizjologicznych krzywizn kręgosłupa jak i w poprzecznej - rotacja i torsja (skręcenie) kręgów powoduje powstawanie wtórnych zmian w układzie krążeniowo-oddechowym. Zmiany te powodowane są przede wszystkim poprzez rotacje kręgów (tym większą im większy jest kąt Cobba), która przyczynia się do powstania garbu żebrowego a także zniekształcenia miednicy [7,8,9]. W związku z trójpłaszczyznowością schorzenia, krzywizny kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej są często odwrócone względem ich fizjologicznej konfiguracji (część piersiowa jest zazwyczaj względnie lordotyczna, a część lędźwiowa względnie kyfotyczna). Największa deformacja w płaszczyźnie poprzecznej występuje na wysokości kręgów szczytowych pojedynczego skrzywienia lub w miejscu połączenia dwóch skrzywień głównych. Asymetria obciążeń oraz rotacja kręgów towarzyszące skoliozie wpływają na zachowanie się struktur miękkich kręgosłupa. Dochodzi do przemieszczenia jądra miażdżystego oraz więzadeł przedniego i tylnego w kierunku strony wypukłej skrzywienia. W przypadku jądra związane jest to z asymetrią obciążeń, natomiast w przypadku więzadeł w związku z rotacją kręgów. Rotacja

powoduje również wypuklenie więzadła żółtego w kierunku kanału kręgowego, szczególnie po stronie wklęsłej, przez co ulega ono rozciągnięciu po stronie wypukłej skrzywienia.

Skrzywienie boczne kręgosłupa występuje przede wszystkim u dziewczynek (stosunek 1/5), dodatkowo badania wykazały zwiększanie się tej dysproporcji wraz ze wzrostem kąta skrzywienia (w skoliozach młodzieńczych stosunek ten wynosi 1/7) [7,9]. W przypadku 80-90% skolioz nie znana jest przyczyna ich powstania (etiologia). Takie skrzywienia określa się jako skoliozy idiopatyczne. Obecnie prowadzonych jest wiele badań dotyczących zmniejszenia wydolności organizmu na skutek różnych wad postawy. W przypadku skolioz, zwłaszcza piersiowych, szybko progresujących, które stanowią największy odsetek, zaobserwowano oraz potwierdzono licznymi badaniami (np. spirometrycznymi), że wraz z postępem skrzywienia, w istotny sposób pogarsza się funkcjonowanie układu krążeniowo-oddechowego. Wykazano, że upośledzenie wydolności krążenia i oddychania ma związek przede wszystkim ze zmianami wtórnymi wynikającymi ze zmian w układzie kręgosłupa takimi jak: zniekształcenie klatki piersiowej powodującej ucisk na narządy wewnętrzne, głównie płuca oraz serce, zmniejszenie sprawności fizycznej, zmniejszenie samooceny w związku z towarzyszącym skoliozie zniekształceniem sylwetki. Przykładem może być powstanie w wyniku rotacji kręgów związanej ze skoliozą garbu żebrowego, który powoduje zmniejszenie pojemności płuc, pociągając za sobą pogorszenie pracy serca, w wyniku czego zmniejszona zostaje wydolność układu krążenia, a tym samym sprawność całego organizmu. Dodatkowo zrotowane kręgi pociągając za sobą żebra wywołują pogłębienie kifozy piersiowej, która powoduje zmniejszenie ruchomości klatki piersiowej a poprzez to pogorszenie wentylacji płuc prowadząc nawet do duszności. Zmniejszona pojemność klatki piersiowej po stronie wypukłej skrzywienia oraz stały ucisk kości klatki piersiowej na płuco w skrajnym przypadku może prowadzić do tego, że funkcję uciśniętego płuca przejmie płuco znajdujące się po stronie wklęsłej skrzywienia, ulegając z czasem częściowej rozedmie. Taka sytuacja prowadzi w efekcie do przewlekłego serca płucnego i w następstwie do pełnego zespołu niewydolności krążeniowo-oddechowej [4, 5].

Dlatego, tak ważne podczas leczenia pacjentów ze skoliozą staje się wykonywanie oprócz ćwiczeń symetrycznych i asymetrycznych również ćwiczeń oddechowych i to zarówno w leczeniu zachowawczym, za pomocą kinezyterapii, czy też różnego rodzaju ortez, jak i w okresie przedoperacyjnym, czy też pooperacyjnym. Ćwiczenia te pozwalają na zapobieganie dalszym zniekształceniom klatki piersiowej, pozwalają na poprawę ruchomości oraz kształtu, a poprzez to wyglądu klatki piersiowej. Dodatkowo zwiększają pojemność życiową płuc a tym samym usprawniają proces oddychania [5].

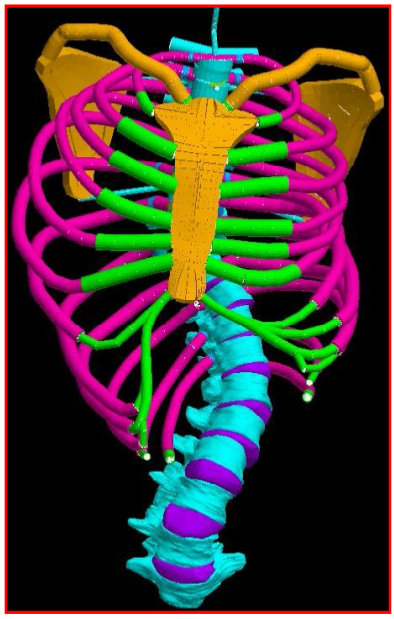
2. BUDOWA MODELU KLATKI PIERSIOWEJ ZE SKOLIOZĄ

Trójwymiarowy model geometryczny kręgosłupa został opracowany na podstawie tomografii komputerowej. W tym celu wykorzystano środowisko MIMICS. 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. Pozostałe elementy klatki piersiowej opracowano w oparciu o autorski program odwzorowujący rzeczywiste kształty z dokładnością 0,3 mm.

Opracowany model podzielono na część modelowaną elementami belkowymi (żebra, mostek, obojczyki, łopatki, kręgi oraz krążki w odcinku Th1-Th8) oraz część dyskretyzowaną za pomocą elementów bryłowych (kręgi oraz krążki międzykręgowe w odcinku Th9-S1).

W modelu uwzględniono wszystkie typy więzadeł występujących w obrębie kręgosłupa piersiowo-lędźwiowego, przy czym więzadła podłużne przednie i tylne, żółte, międzypoprzeczne oraz międzykolcowe zamodelowano, jako elementy powłokowe, natomiast

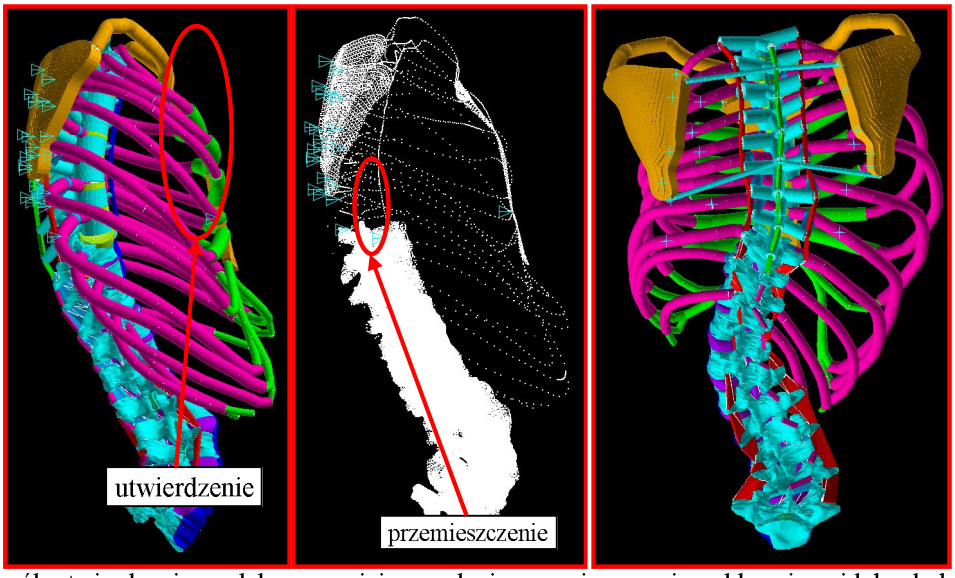
więzadło nadkolcowe przy użyciu cięgna (rys. 1). Elementom tym nadano własności nieliniowe z możliwością oddziaływania tylko podczas ich rozciągania. Miejsca ich umieszczenia wynikały z budowy anatomicznej modelowanego obiektu. Połączenia stawowe zamodelowano elementami skończonymi o własnościach liniowo-sprężystych wynikających z uśrednienia własności elementów stanowiących połączenia stawowe. Własności wytrzymałościowe materiałów pozyskano z danych literaturowych [9,14,15].



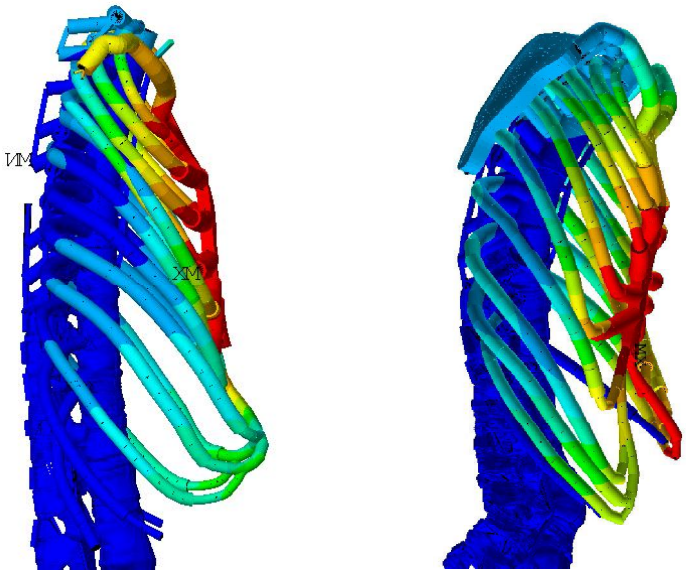
Rys. 1. Widok modelu numerycznych wykonanego w programie ANSYS

3. ANALIZA NUMERYCZNA WPŁYWU SKOLIOZY NA PRZEBIEG PROCESU RESUSCYTACJI

W celu określenie, jaki wpływ na sztywność klatki piersiowej, a tym samym na prowadzoną resuscytację, mają występujące w jej obrębie zmiany patologiczne, podczas obliczeń numerycznych zasymulowano przebieg resuscytacji. W związku z tym model fizjologiczny oraz ze skoliozą utwierdzono na wyrostkach kolczystych, łopatkach oraz żebrach, które bezpośrednio sąsiadowały z podłożem (odwzorowanie pozycji leżącej osoby reanimowanej) a następnie zadano przemieszczenie o wartości 5 cm węzłom elementów skończonych należących do mostka na wysokości szóstej pary żeber (Rys. 2). W ten sposób otrzymano wartości siły, koniecznej do przyłożenia w celu wykonania efektywnego masażu serca podczas wykonywanej resuscytacji. Wyniki analiz numerycznych pozwalają na jednoznaczne stwierdzenie, że zalecana wartość siły nacisku osoby reanimującej na mostek osoby reanimowanej tj. 120 N, powoduje ugięcie klatki piersiowej o 5 cm, co jest zgodne z zalecanymi normami. Siła ta powinna wynikać z przeniesienia masy ciała ratującego, a nie z pracy jego mięśni, dzięki czemu można nie tylko zaoszczędzić siły przy długotrwałej akcji reanimacyjnej, ale przede wszystkim zapewnić wywieranie prostopadłego nacisku.



Rys. 2. Sposób utwierdzenia modelu oraz miejsce zadania przemieszczenia: od lewej – widok z boku, widok z boku pokazany na modelu z zaznaczonymi węzłami oraz widok z tyłu



Rys. 3. Wyniki przemieszczeń sumarycznych otrzymanych z symulacji numerycznej procesu resuscytacji dla modelu fizjologicznego oraz ze skoliozą (wartość ugięcia klatki piersiowej dla siły 120 N, odpowiednio 5 i 2,92 cm)

4. WNIOSKI

W pracy podjęto próbę oceny wpływu występującej patologii w obrębie kręgosłupa, jaką jest skolioza na sztywność klatki piersiowej. Wyniki uzyskane dla modelu ze skoliozą, wskazują, że przy zachowaniu analogicznych utwierdzeń i obciążeń, jak w przypadku modelu fizjologicznego nie można uzyskać tej samej wartości ugięcia klatki piersiowej. Aby uzyskać takie samo przemieszczenie mostka należałoby użyć znacznie większej siły. Przyłożenie zalecanej siły 120 N u osoby ze skoliozą w odcinku piersiowo-lędźwiowym, której kąt skrzywienia wg Cobba w odcinku lędźwiowym wynosił 550 a w odcinku piersiowym 460, spowoduje ugięcie zaledwie o 2,92 cm, czyli 40% mniejsze niż w przypadku modelu fizjologicznego (Rys. 3). Na podstawie przeprowadzonej analizy stwierdzono, że odpowiedź

układu jest nieliniowa i aby zapewnić pięciocentymetrowe ugięcie klatki piersiowej należy zastosować siłę nie 120 a 190 N.

Jak widać szczególnie istotne podczas modelowania resuscytacji z wykorzystaniem metody MES dla modelu ze skoliozą jest obciążanie modelu nie poprzez zadawanie przemieszczenia na poziomie 5 cm, ale obciążenia adekwatną siłą, która wywołuje takie przemieszczenie w modelu fizjologicznym. Wstępnie z punktu widzenia MES należy pamiętać, że obciążanie pojedynczego punktu powoduje powstanie naprężeń niewystępujących w rzeczywistości, natomiast zadanie przemieszczenia wybranej grupy punktów powoduje, że program przemieszcza równolegle wszystkie te punkty, powodując dodatkowe obciążanie układu, niewystępujące w normalnych warunkach resuscytacji, kiedy to tkanka może poddawać się pod różnym kątem. Należy zatem pamiętać, że przy modelowaniu w biomechanice, a w szczególności w przypadku modelowania resuscytacji, należy zadawać obciążenia poprzez siły oraz rozkłady ich na powierzchni, a nie poprzez zadawanie przemieszczeń poszczególnych węzłów. Szczególnie istotne jest również zamodelowanie podparcia umożliwiające przemieszczanie się w kierunku prostopadłym punktów styku pleców z podłożem.

LITERATURA

[1] Burwell R., Webb J.: Skolioza u dzieci i młodzieży. Current Paediatric (Aktualności Pediatryczne), 1992, s. 170-175.

[2] Correira de Matos, Bernardo E.J., Fernandese E.J. : Surgery of chest wall deformities. "European Journal of Cardio-thoracic Surgery" 1997, 12.

[3] Dobosiewicz K.: Boczne idiopatyczne skrzywienia kręgosłupa. Dział Wydawnictw Śląskiej Akademii Medycznej, 1997.

[4] Doboszyńska A., Wrotek K.: „Badania czynnościowe układu oddechowego", PZWL, Warszawa 2004.

[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 Therapy" 1999, 4(3), p. 157-162.

[6] Karski T., Rehak L., Karski J., Madej J., Tarczyńska M.: Nowe testy badawcze w diagnostyce tzw. skolioz idiopatycznych. Znaczenie wczesnych badań w programowaniu profilaktyki. Kwart. Ortop. 2001, s. 129-136.

[7] Kasperczyk T.: „Wady postawy ciała. Diagnostyka i leczenie", KASPER, Kraków 2004.

[8] Kiwerski J., Kowalski M., Krasuski M., Szymanik W.: Schorzenia i urazy kręgosłupa. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, wydanie II, Warszawa 2001.

[9] Łabaziewicz L., Nowakowski A.: Skolioza a wada postawy. Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska, LXI, 1996, s. 247-250.

[10] Tong S.: A mechanical model of the normal human spine. University of Alberta. National Library of Canada, Edmonton, 1999.

[11] Tejszerska D., Mańka I.: Modelowanie skrzywień bocznych kręgosłupa człowieka. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2010.

[12] Gzik-Zroska B.: Analiza stanu naprężenia lejkowatej klatki piersiowej w przypadku zastosowania płytki stabilizującej. Politechnika Śląska, 2007.

[13] Gzik-Zroska B., Wolański W., Gzik M., Dzielicki J.: Engineer methods of assistance of toraco-chirurgical opera-tion. " Computational Vision and Medical Image Processing. Vipimage 2011. Third ECCOMAS Thematic Con-ference on Computational Vision and Medical Image Processing, Olhao, Algarve, Portugal 2011

[14] Little J.P., Adam C.J.: Effects of surgical joint destabilization on load sharing between ligamentous structures in the thoracic spine: a finite element investigation. " Clinical Biomechanics" 2011, Vol. 26, Iss. 9, p. 895-903.
[15] Mohr M., Abrams E., Engel Ch., Long W., Bottlang M.: Geometry of human ribs pertinent to orthopedic chest-wall reconstruction. "Journal of Biomechanics" 2007, 40, p. 1310–1317.

THE IMPACT OF SCOLIOSIS OF THE SPINE ON STIFFNESS OF THE CHEST

Summary: In the work, the model of the chest with scoliosis was developed and numerical calculations were performed using ANSYS software. The calculations enabled to assess the impact of scoliosis on the stiffness of the chest.

Marta Anna HAJDUGA, Studenckie Koło Naukowe sekcja in vitro przy Katedrze i Zakładzie Fizjologii w Zabrzu, Śląski Uniwersytet Medyczny, Katowice
Sylwia WĘGRZYNKIEWICZ, Zakład Inżynierii Materiałowej, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko–Biała
Dariusz SOŁEK, Wydział Powłok Ochronnych, FAMED S.A, Żywiec
Dariusz JĘDRZEJCZYK, Zakład Inżynierii Materiałowej, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko–Biała
Maciej HAJDUGA, Zakład Inżynierii Materiałowej, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko–Biała

BAKTERIE JAKO JEDNO Z ZAGROŻEŃ AMBULANSÓW SANITARNYCH

Streszczenie: Ambulans medyczny może stanowić źródło zakażenia groźnymi szczepami bakterii. Celem badań był dobór materiałów i powłok antykorozyjnych najbardziej odpowiednich dla zachowania aseptyczności wnętrza karetki pogotowia. Po pierwsze zidentyfikowano szczepy bakterii z wnętrza ambulansu oraz pojazdu sanitarnego typu melex. W drugim etapie posiano i inkubowano wybrane szczepy bakterii na wytypowanym materiale. Badania potwierdziły, że wyizolowane bakterie mogą stanowić zagrożenie dla pacjentów, a stopień ich adhezji zależy od rodzaju powierzchni.

Słowa kluczowe: bakterie, adhezja, ambulans, melex, powłoki lakiernicze, tworzywo sztuczne

1. WSTĘP

Nie wszystkie jednostki pogotowia ratunkowego posiadają wysoki standard dezynfekcji wnętrza. Mobilny charakter pracy ambulansu, jak również stosowanie silnych środków dezynfekcyjnych oraz trudnodostępne do dezynfekcji miejsca sprzyjają zjawisku korozji i adhezji drobnoustrojów na powierzchniach abiotycznych [1,3,5]. Wnętrze ambulansu może stanowić źródło zakażenia pacjenta. Dlatego niezwykle istotne jest wdrożenie wszystkich procedur ułatwiających utrzymanie właściwej czystości. Bazując na wynikach badań [5, 7-9] autorzy zdecydowali się rozszerzyć ich spektrum i skoncentrować się na badaniu adhezji bakterii na powierzchniach stanowiących poszycie pojazdów sanitarnych.

2. CEL I ZAKRES BADAŃ

Obiektem zainteresowania badawczego jest zabudowa wnętrza ambulansu: poszycie wewnętrzne ścian wykonane z blachy aluminiowej (A1 i PA11) oraz z tworzywa sztucznego (trzy aplikacje). Powierzchnia aluminium pokryta została powłoką lakierniczą standardową i antybakteryjną. Celem badań jest dobór materiałów i powłok antykorozyjnych najbardziej odpowiednich dla zachowania aseptyczności wnętrza karetki pogotowia typu HONKER

(rys. 1) użytkowanej w warunkach specjalnych (Azerbejdżan). Prace badawcze były prowadzone dwuetapowo. W pierwszym etapie identyfikowano szczepy bakterii obecne na poszyciu ambulansu sanitarnego i melexu. Drugi etap obejmował posiew i inkubację wybranych gatunków bakterii na przygotowanych do tego celu próbkach.

Rys.1. Ambulans sanitarny: a-wygląd zewnętrzny Honkera, b-zabudowa wnętrza, c-zabudowa wnętrza

3. METODYKA BADAŃ

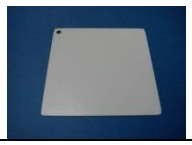
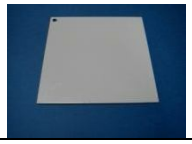
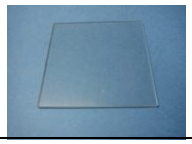
3.1. Przygotowanie materiału do badań

Materiał badawczy zebrano z wnętrza pojazdów sanitarnych: ambulansu i melexu (rys. 2) będących w codziennej eksploatacji. Wymazy pobrano za pomocą wymazówek transportowych typu Amies z żelem agarowym po uprzednim zwilżeniu wacika solą fizjologiczną.

Rys.2. Od lewej: Karetka pogotowia z zewnątrz i wnętrze oraz pojazd sanitarny typu melex

W drugim etapie przystąpiono do oceny adhezji wybranych patogenów na materiale badawczym. W tym celu z blachy aluminiowej i tworzywa sztucznego wycięto próbki o wymiarach 100 x 100mm. W zależności od rodzaju materiału bazowego podzielono je na dwie grupy (tab. 1). Dalej, na powierzchni wszystkich 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.

Tabela 1. Podział materiału do badań adhezyjnych

Grupa	Nr próbki	Wygląd próbki	Rodzaj podłoża
A	1		Powłoka lakiernicza antybakteryjna RAL 9003, połysk 60%
	2		Powłoka lakiernicza standardowa RAL 9002, połysk 90%
B	1		Płyta z tworzywa- gładka
	2		Płyta z tworzywa- plexi- szkło organiczne
	3		Płyta z tworzywa- karbowana

3.2. Metodyka badań identyfikacji bakterii

Wymazówki z pobranym materiałem badawczym zostały umieszczone w bulionie odżywczym w celu namnożenia bakterii (37°C, 24h). Po okresie inkubacji, materiał z wymazówek został posiany (posiewem marmurkowym) na podłoża typu: agar krwawy, podłoża wybiórczo-różnicujące: McConkey, Chapman, podłoże Sabouraud, podłoże wybiórcze Decoccosel. Po 48h hodowli, posiewem redukcyjnym izolowano czyste kolonie bakteryjne z wyżej wymienionych podłoży hodowlanych. Następnie przeprowadzono identyfikację mikroorganizmów z użyciem testów biochemicznych (API) za pomocą aparatu VITEK 2 Compact® firmy (bioMerieux). Dodatkowo w zależności od wyizolowanego szczepu bakterii określano mechanizm oporności na antybiotyki stosowane w terapii (MRSE, MRSCN, MBL, HLAR). MRSE – oporność na metycylinę szczepu *Staphylococcus epidermidis*, MRSCN- metycylino oporność szczepów gronkowców koagulazo ujemnych. MBL – szczepy pałeczek niefermentujących węglowodany oporne na karbapenemy, β-laktamy, linkozamidy. HLAR- szczepy *Enterococcus spp*, oporne na wysokie stężenia antybiotyków aminoglikozydowych. Diagnostykę bakteriologiczną przeprowadziła Pracownia Bakteriologii Szpitala Nr 1 im. Profesora S. Szyszko w Zabrzu.

3.3. Metodyka badań adhezyjnych na próbkach modelowych

Po wyizolowaniu i zidentyfikowaniu szczepów bakterii występujących na poszyciu pojazdów sanitarnych do dalszych badań wybrano: *Pseudomonas aeruginosa* oraz *Enterococcus faecalis*. Wykonano test adhezji (przylegania) bakterii na przygotowanych próbkach. Badanie polegało na inkubacji wybranych gatunków bakterii (gęstość 0.05 -7 McF) w 3 ml roztworu soli fizjologicznej (0,9% NaCl) na płytkach metalowych i plastikowych. Przed posiewem bakterii próbki zostały poddane procedurze sterylizowacji powierzchniowej

poprzez naświetlanie światłem ultrafioletowych (UV) przez okres 24h. Dalej, dokonano kontroli jałowości płytek. Następnie, posiano wybrane gatunki bakterii na określone powierzchnie i inkubowano je 24h w temperaturze pokojowej 25°C. Po okresie inkubacji płytki trzy krotnie przemyto roztworem soli fizjologicznej (0,9% NaCl) i pozostawiono do wysuszenia. Do suchych powierzchni płytek przykładano podłoża odciskowe typu Coun-Tact® media (bioMerieux, Fr) celem badania jałowości powierzchni testowanych płytek. Po okresie 24h, zliczano ilość kolonii bakteryjnych na płytkach kontaktowych, wyniki przedstawiono w liczbie kolonii bakteryjnych na centymetr kwadratowy powierzchni (CFU/cm^2).

4. WYNIKI BADAŃ

Wewnątrz ambulansu medycznego zidentyfikowano następujace patogeny: *Pseudomonas aeruginosa, Enterococcus faecalis, Staphylococcus epidermidis, Bacillus spp, Staphylococcus haemoliticus, Pantoea agglomerans.* W pojeździe typu melex wyizolowano: *Pseudomonas fluorescens* i *Pseudomonas oryzihabitans.*

Wyniki badań adhezji *Pseudomonas aeruginosa* i *Enterococcus faecalis* na badanych próbkach aluminiowych i plastikowych przedstawiono w tabelach 2 i 3.

Tabela 2. Liczba kolonii bakterii na badanych powierzchniach: A1 - Lakier antybakteryjny (RAL 9003), A2 - Lakier standardowy (RAL 9002)

Liczba próbek	Gatunek bakterii	Gęstość komórek bakteryjnych w zawiesinie [McF]	A1	A2
			Liczba kolonii bakterii [CFU/cm2]	
n=6	*Pseudomonas aeruginosa*	0.5	-	0
		1	0	0
		3	0	-
		5	0	> 150
		7	1	-
n= 6	*Enterococcus faecalis*	0.5	-	0
		1	0	0
		3	0	-
		5	1	> 180
		7	1	-

Tabela 3. Liczba kolonii bakterii na badanych powierzchniach: B1 – Płyta z tworzywa, gładka, B2 - Płyta z tworzywa, plexi, B3 - Płyta z tworzywa, karbowana

Liczba próbek	Gatunek bakterii	Gęstość komórek bakteryjnych w zawiesinie [McF]	B1	B2	B3
			Liczba kolonii bakterii [CFU / cm2]		
n=6	*Pseudomonas aeruginosa*	0.05	> 10	>10	-
		0.5	> 250	>100	0
		1	-	-	0
		5	> 300	>150	>500

n= 6	*Enterococcus faecalis*	0.05	>10	>10	-
		0.5	> 150	>100	0
		1	-	-	0
		5	>250	>150	>600

5. DYSKUSJA WYNIKÓW

Współczesne techniki sterylizacji i obowiązujące procedery dezynfekcji wnętrza nie są na tyle wystarczające, aby wyeliminować ryzyko wystąpienia zakażenia. Problem dotyczy zarówno środowiska szpitalnego oraz wnętrza pojazdów sanitarnych.

Stwierdzono, że wraz ze wzrostem chropowatości powierzchni zwiększa się poziom przyczepności, lecz rozwój na powierzchni jest niezależny od tego czynnika. Jest to szczególnie widoczne w przypadku adhezji wybranych szczepów bakterii na powierzchniach z tworzyw sztucznych.

Staphylococcus epidermidis (30,9%) i *Enterococcus faecalis* (20,5%), *Pseudomonas aeruginosa* (21%) to najbardziej rozpowszechnione patogeny izolowane z wnętrza ambulansu sanitarnego.

W pojeździe typu melex zidentyfikowano bakterie *Pseudomonas spp.* (50,7%) i *Enterococcus faecalis* (30,5%). Autorzy nie potrafią wskazać, czy testowane pojazdy wskazują na dopuszczalny poziom zanieczyszczenia bakteryjnego. Niewątpliwie jednak patogeny mogą stanowić zagrożenie dla pacjentów z obniżoną odpornością lub pacjentów leczonych preparatami immunosupresyjnymi .

W wyniku przeprowadzonych analiz adhezji wybranych szczepów bakterii (*Psudomonas aeruginosa, Enterococcus faecalis*) stwierdzono, że próbki A1- z powłoką lakierniczą antybakteryjną (RAL 9003) skutecznie chronią przed przyleganiem testowanych patogenów. W testowanych gęstościach posiewu bakterii (1-5 McF) na płytkach A1 RAL 9003, nie stwierdziliśmy obecności bakterii po 24 godzinach inkubacji. Przyleganie i przeżywalność testowanych gatunków bakterii na płytkach standardowych A2 RAL 9002 jest znacznie większa w porównaniu do płytek A1 9003. Po 24 godzinach inkubacji bakterii posianych na płytki A2 9003 w gęstości 5 McF, zaobserwowano obecności ponad 150 kolonii bakteryjnych na cm ^{2} powierzchni co stanowi o bardzo wysokim poziomie skażenia powierzchni. Płytki standardowe były jednak jałowe po posiewie bakterii w niższych stężeniach (0.5-1 McF).

Stwierdzono, że do powierzchni z tworzywa sztucznego z bardzo dużą łatwością przylegają testowane bakterie. Po 24 godzinach inkubacji zależnie od gatunku testowanego mikroorganizmu i gęstości posiewu obserwowano skażenie testowanej powierzchni bakteriami >300 CFU/cm^2 (*Pseudomonas aeruginosa*), >250 CFU/cm^2 (*Enterococcus faecalis*) przy gęstości posiewu 5 McF. Analogiczna gęstość posiewu na płytkach karbowanych skutkowała jeszcze większym odsetkiem przylegających kolonii bakteryjnych po 24 godzinach inkubacji >500 CFU/cm^2 (*Pseudomonas aeruginosa*), <600 CFU/cm^2 (*Enterococcus faecalis*).

6. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań i dyskusji wyników można wnosić co następuje:

1. Bakterie wyizolowane z powierzchni poszycia wewnętrznego karetki mogą stanowić pewne zagrożenie dla pacjentów w stanach niedoboru odporności lub i w trakcie leczenie immunosupresyjnego, szczególnie *Enterococcus faecalis, Pseudomonas aeruginosa.* Jednak

nie wyizolowano bakterii *Staphylococcus aureus* w tym MRSA odpowiedzialnego za groźne dla życia pacjentów zakażenia szpitalne.
2. Powierzchnia pokryta powłoką lakierniczą 9003 skutecznie chroni przed adhezją testowanych mikroorganizmów w szerokim zakresie gęstości posiewu w porównaniu do płytek standardowych 9002.
3. Stwierdzono, że wraz ze wzrostem chropowatości powierzchni zwiększa się poziom przyczepności, lecz rozwój na powierzchni jest niezależny od tego czynnika. Najłatwiej ulegają adhezji, bakterie posiane na tworzywach sztucznych szczególnie o powierzchni karbowanej w stosunku do powierzchni gładkiej.

LITERATURA

[1] Alves DW, Bissell RA. Bacterial pathogens in ambulances: results of unannounced sample collection. Prehosp Emerg Care 2008, April-June, 12(2), s. 218-24.
[2] Costerton JW, Stewart PS, Greenberg EP. Bacterial biofilms: A common cause of persistent infections. Science 1999, 284, s. 1318–1322.
[3] Hyun Noh, Sang Do Shin et al. Risk Stratification-based Surveillance of Bacterial Contamination in Metropolitan Ambulances. Journal of Korean Medical Science 2011, January, 26(1), s. 124–130.
[4] Klevens RM et al. Estimating health care-associated infections and deaths in U.S. hospitals, 2002. Public Health Rep 2007, 122, s. 160–166.
[5] Otto M. Staphylococcal biofilms. Curr Top Microbiol Immunol 2008, 322, s. 207–228.
[6] Rago JV, Buhs LK, Makarovaite V, Patel E, Pomeroy M, Yasmine C. Detection and analysis of Staphylococcus aureus isolates found in ambulances in the Chicago metropolitan area. Am J Infect Control 2012, April, 40(3), s. 201-5.
[7] Sołek D., Węgrzynkiewicz S., Hajduga M., Jędrzejczyk D. Ocena powłok galwanicznych nanoszonych na sprzęt medyczny i rehabilitacyjny jako zabezpieczenie antykorozyjne i antybakteryjne. Aktualne problemy Biomechaniki 2011, 5, s. 143 – 148.
[8] Szłapa I., Hajduga M., Jędrzejczyk D., Węgrzynkiewicz S., Sołek D. Aseptyczne środowisko wnętrza karetek pogotowia: nowe rozwiązania w obszarze zabezpieczenia przed korozją części wyposażenia i zabudowy. Na Ratunek 2012, 4, s. 39-42.
[9] Szłapa I., Hajduga M., Jędrzejczyk D., Węgrzynkiewicz S., Sołek D. Optymalne metody zabezpieczenia przed korozją wnętrza ambulansu sanitarnego. Mechanika w Medycynie, 11/12, s. 173 – 180.

BACTERIAL PATHOGENS IN AMBULANCES AS A POSSIBLE DANGER

Abstract: Ambulance can be a source of infection dangerous strains of bacteria. The objective of our study was the choice of materials and anticorrosion coatings most appropriate for aseptic behaviour inside an ambulance. First stage consisted in bacteria strains identification found inside an ambulance and melex. In the second stage the selected bacterial strains were inoculated and incubated. Studies have confirmed that the bacteria isolated from the vehicle sanitary may be a risk to patients and the degree of their adhesion depends on the surface.

Agnieszka HYLA, SKN Inżynierii Biomateriałów „Synergia", Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze
Witold WALKE, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

BADANIA WŁASNOŚCI ELEKTROCHEMICZNYCH STENTÓW WIEŃCOWYCH

Streszczenie: W pracy przeprowadzono ocenę właściwości elektrochemicznych stentu wieńcowego wykonanego ze stali austenitycznej Cr-Ni-Mo. W celu zasymulowania warunków występujących w środowisku naczyń krwionośnych człowieka badania przeprowadzono w sztucznym osoczu w temperaturze $T = 37 \pm 1^{o}C$ i pH = 7,0 ±0,2. Badania odporności korozyjnej przeprowadzono w oparciu o rejestrację krzywych polaryzacji anodowej oraz metodę Sterna. Dla oceny zjawisk zachodzących na powierzchni badanego stentu zastosowano również metodę elektrochemicznej spektroskopii impedancyjnej (EIS – Electrochemical Impedance Spectroscopy). Analizie poddano stenty przed i po procesie rozprężenia. W celach porównawczych badania wykonano również dla próbek pobranych ze stali Cr-Ni-Mo w stanie przesyconym o właściwościach mechanicznych odpowiadających stali wykorzystanej do produkcji stentów.

Słowa kluczowe: stent wieńcowy, stal Cr-Ni-Mo, badania potencjodynamiczne, EIS

1. WSTĘP

Na przestrzeni ostatnich lat kardiologia zabiegowa uległa znacznemu rozwojowi. Jednym z najważniejszych osiągnięć w tej dziedzinie jest wykorzystywanie w leczeniu choroby niedokrwiennej serca wewnątrznaczyniowych implantów zwanych stentami. Są to metalowe rusztowania, o walcowej, ażurowej konstrukcji, wszczepiane w zwężony przez tworzenie się blaszek miażdżycowych fragment naczynia. Podstawowe funkcje stentu to poszerzenie światła naczynia krwionośnego oraz trwałe podparcie jego ścian w celu zapobieżenia stanów zagrożenia życia pacjenta [1,2,4].

Od jakości stosowanych stentów naczyniowych zależy w dużej mierze przebieg zabiegu poszerzania wieńcowych naczyń krwionośnych, jak i jego powodzenie. Stent po implantacji, a także w trakcie samego zabiegu, narażony jest na oddziaływanie krwi, która bogata jest w jony chloru, potasu, wapnia, sodu czy magnezu. Ponadto środowisko to cechuje się zachodzącymi w nim procesami życiowymi, związanymi z wieloma zjawiskami bioelektrycznymi. Dlatego też stenty muszą spełniać szereg stawianych im wymagań oraz podlegać surowej kontroli jakości. Najczęściej na stenty naczyniowe stosuje się gatunki stali austenitycznej Cr-Ni-Mo. Wytwarza się z nich około 90% stentów dostarczanych obecnie przez producentów światowych. Ta grupa biomateriałów od wielu lat jest znana i powszechnie stosowana, głównie na implanty krótkotrwałe np. w chirurgii urazowo-ortopedycznej, szczękowo-twarzowej, torakochirurgii. Jednym z podstawowych cech jakimi powinien charakteryzować się stent jest odporność korozyjna w środowisku krwi człowieka. Dlatego też w pracy przeprowadzono badania potencjodynamiczne aktualnie stosowanej

postaci stentu wieńcowego w środowisku symulującym krew człowieka – sztucznym osoczu. Dodatkowo zaproponowano przeprowadzenie badań impedancyjnych jako uzupełniających dla kompleksowej oceny zachowania elektrochemicznego implantu kardiologicznego [1-3, 5].

2. BADANIA WŁAŚCIWOŚCI ELEKTROCHEMICZNYCH

Do badań wykorzystano stent wieńcowy JUPITER Olympus firmy InTek wykonany ze stali Cr-Ni-Mo (AISI 316L). Długość stentu wynosiła l = 38 mm, a średnica zewnętrzna d = 2 mm. Z kolei grubość ścianki stentu wynosiła g = 0.1 mm. Rozprężanie stentu przeprowadzono z użyciem dedykowanego systemu wykorzystywanego w zabiegach implantacji. Nominalne ciśnienie rozprężania wynosiło p = 6 bar. W celach porównawczych w badaniach wykorzystano również próbkę pobraną z pręta φ = 14 mm ze stali Cr-Ni-Mo w stanie przesyconym, której skład chemiczny i właściwości mechaniczne były zgodne z normą ISO 5832-1:2007. Powierzchnię próbki poddano odpowiednio: procesowi szlifowania i polerowania elektrochemicznego, celem uzyskania porównywalnej chropowatości powierzchni, zalecanej dla tego typu implantów kardiologicznych (R_a = 0,10 μm). W celu zidentyfikowania zjawisk zachodzących na powierzchni stentów przed i po procesie rozprężania przeprowadzono badania potencjodynamiczne i impedancyjne. Badania zrealizowano w sztucznym osoczu o temperaturze T = 37±1°C i pH = 7,0 ±0,2.

2.1. Badania potencjodynamiczne

W ramach badań potencjodynamicznych zarejestrowano krzywe polaryzacji anodowej, które stanowiły podstawę do wyznaczenia charakterystycznych wielkości opisujących odporność na korozję wżerową stentu przed i po procesie rozprężenia. Badania zrealizowano zgodnie z zaleceniami normy PN-EN ISO 10993-15:2001 oraz ASTM F746-04(2009). Krzywe polaryzacji anodowej rejestrowano z wykorzystaniem potencjostatu PGP-201 firmy Radiometer Analytical SAS. Jako elektrodę odniesienia zastosowano nasyconą elektrodę kalomelową (NEK) typu KP-113. Elektrodę pomocniczą stanowiła elektroda platynowa PtP-201. Do wyznaczenia parametrów charakteryzujących odporność korozyjną badanego stopu zastosowano metodę Sterna.

Badania rozpoczynano od ustalenia wartości potencjału otwarcia E_{OCP} (t = 60 min). W dalszym etapie rejestrowano krzywe polaryzacji anodowej od wartości $E_{start} = E_{OCP} - 100$ mV z szybkością zmian potencjału 1mV/s. Rejestrację prowadzono do momentu uzyskania gęstości prądu 1mA/cm^2. Po uzyskaniu tej wartości zmieniano kierunek polaryzacji, rejestrując w ten sposób krzywą powrotną. Na podstawie zarejestrowanych krzywych wyznaczono charakterystyczne wielkości opisujące odporność na korozję wżerową, tj.: potencjał korozyjny E_{kor} (V), potencjał przebicia E_b (V) lub potencjał transpasywacji E_{tr} (V), potencjał repasywacji E_{cp} (V), opór polaryzacyjny R_p (Ω·cm^2), gęstość prądu korozyjnego i_{kor} (A/cm^2) [7].

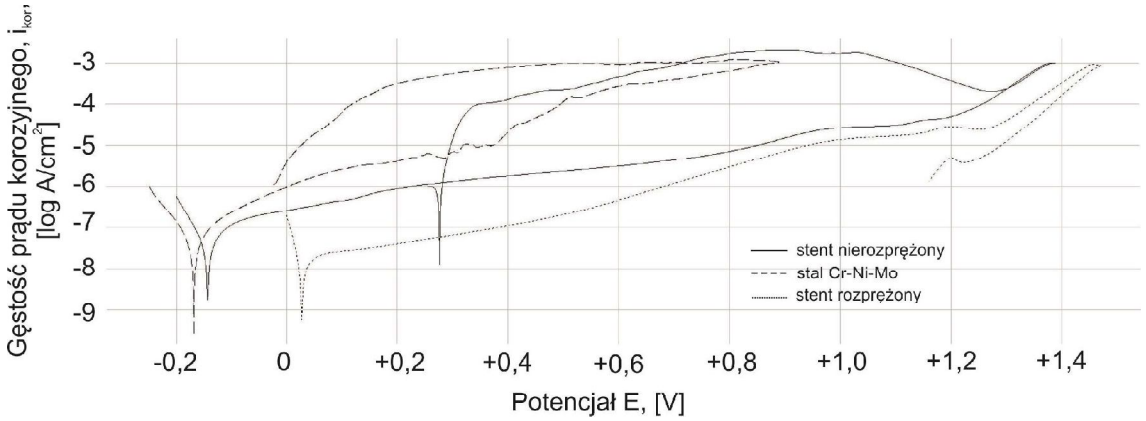
2.2. Badania impedancyjne

W celu uzyskania informacji o właściwościach elektrochemicznych powierzchni próbek przeprowadzono również badania z wykorzystaniem elektrochemicznej spektroskopii impedancyjnej. Pomiary przeprowadzono z wykorzystaniem systemu pomiarowego Auto Lab PGSTAT 302N wyposażonego w moduł FRA2 (Frequency Response Analyser). Zastosowany układ pomiarowy umożliwił prowadzenie badań w zakresie częstotliwości $10^4 \div 10^{-3}$ Hz. Amplituda napięcia sinusoidalnego sygnału wzbudzającego wynosiła 10 mV. W badaniach wyznaczono impedancyjne widma układu i dopasowano uzyskane dane pomiarowe do układu zastępczego. Na tej podstawie wyznaczono wartości liczbowe oporności R i pojemności C analizowanych układów. Widma impedancyjne badanego układu przedstawiono w postaci diagramów Nyquista dla różnych wartości częstotliwości oraz w postaci diagramów Bode'go. Otrzymane spektra EIS interpretowano po dopasowaniu metodą najmniejszych kwadratów do zastępczego układu elektrycznego. Dobór tej metody umożliwił scharakteryzowanie impedancji granicy faz biomateriał – warstwa pasywna – roztwór na drodze aproksymacji danych impedancyjnych za pomocą modelu elektrycznego obwodu zastępczego [4, 6].

3. WYNIKI BADAŃ

3.1. Wyniki badań potencjodynamicznych

Przeprowadzone badania potencjodynamiczne wykazały zróżnicowaną odporność na korozję stentów przed i po procesie rozprężania. Zarejestrowany krzywe polaryzacji anodowej przedstawiono na rys.1. Z kolei uzyskane wartości parametrów opisujących odporność na korozję zestawiono w Tabeli 1.



Rys. 1. Krzywe polaryzacji anodowej zarejestrowane dla stentów przed i po procesie rozprężania oraz dla próbki referencyjnej.

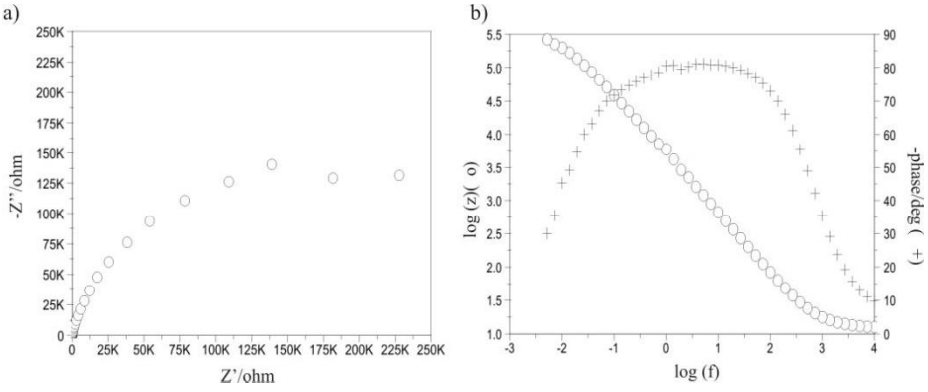
Tabela 1. Wyniki badań elektrochemicznych

Rodzaj próbki	E_{kor}, mV	E_b, mV	R_p, kΩcm^2	i_{kor}, μA/cm^2
Stent nierozprężony	-140	+1271	295	0,088
Stent rozprężony	+30	+1362	828	0,031
Stal Cr-Ni-Mo	-166	+420	296	0,088

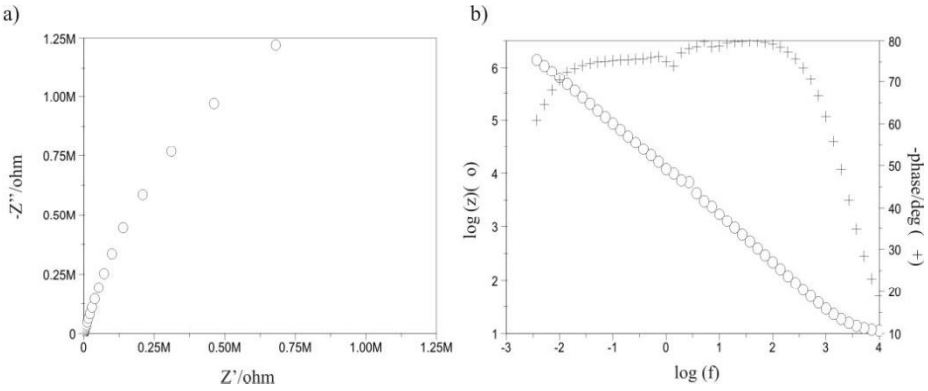
Potencjał korozyjny zarejestrowany dla stentu przed procesem rozprężania oraz dla próbki referencyjnej kształtował się na zbliżonym poziomie i przyjmował odpowiednio wartości: E_{kor} = -140 mV oraz E_{kor} = -166 mV. Z kolei wartość potencjału korozyjnego dla stentu po procesie rozprężania wynosiła E_{kor} = +30 mV. Również wartość oporu polaryzacyjnego wyznaczona metodą Sterna była zbliżona i wynosiła odpowiednio: Rp = 295 kΩcm^2 dla stentu nierozprężonego oraz Rp = 296 kΩcm^2 dla próbki referencyjnej. Dla stentu po procesie rozprężania wartość ta była zdecydowanie wyższa i wynosiła Rp = 828 kΩcm^2. Zarejestrowane krzywe polaryzacji anodowej charakteryzowały się występowaniem pętli histerezy jedynie w przypadku próbki referencyjnej. Świadczy to o inicjacji procesu korozji wżerowej.

3.2. Wyniki badań impedancyjnych

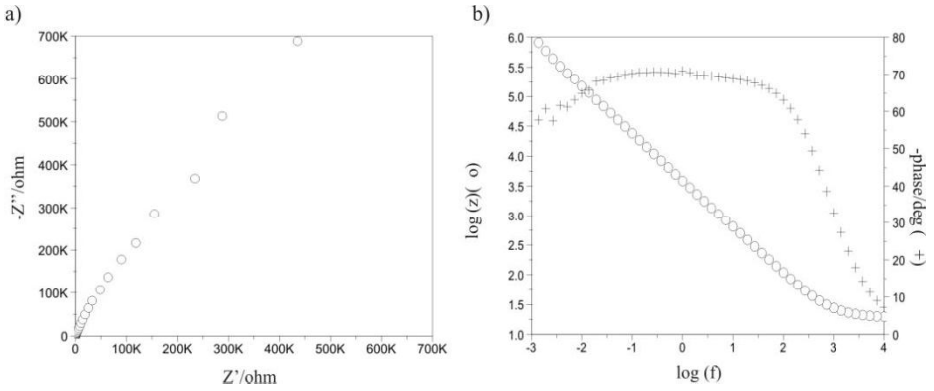
Przeprowadzone badania impedancyjne wykazały obecność warstwy pasywnej zarówno na powierzchni stentów, jak i próbki referencyjnej. Zarejestrowane widma impedancyjne dla stentu przed i po procesie rozprężania oraz dla próbki pobranej ze stali Cr-Ni-Mo przedstawiono na rys. 2, 3 i 4. Z kolei uzyskane wartości parametrów opisujących właściwości struktury powierzchni próbek przedstawiono w Tabeli 2.



Rys. 2. Widma impedancyjne zarejestrowane dla stentu nierozprężonego: a) wykres Nyquista, b) diagram Bode.



Rys. 3. Widma impedancyjne zarejestrowane dla stentu rozprężonego: a) wykres Nyquista, b) diagram Bode.



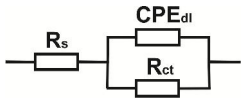
Rys. 4. Widma impedancyjne zarejestrowane dla stali Cr-Ni-Mo: a) wykres Nyquista, b) diagram Bode.

Tabela 2. Wyniki badań impedancyjnych

Rodzaj próbki	E_{OCP}, mV	R_s, Ωcm^2	R_{ct}, $k\Omega cm^2$	CPE_{dl}	
				Y_0, $\Omega^{-1}cm^{-2}s^{-n}$	n
Stent nierozprężony	-129	21	313	0,3808e-4	0,89
Stent rozprężony	+116	20	4040	0,1681e-4	0,88
Stal Cr-Ni-Mo	-111	20	553	0,2243e-4	0,90

Diagramy Nyquista przedstawiają fragmenty dużych niepełnych półokręgów, które są typową odpowiedzią impedancyjną dla cienkich warstw tlenkowych – rys. 2a, 3a i 4a. Przedstawione na diagramach Bode, maksymalne wartości kątów przesunięcia fazowego w szerokim zakresie częstotliwości, są zbliżone i wynoszą $\theta \approx 80°$. Nachylenia $\log|Z|$ w całym zakresie zmian częstotliwości są bliskie -1, co świadczy o pojemnościowym charakterze wytworzonej warstwy pasywnej – rys. 2b. 3b i 4b.

Stwierdzono, że najlepsze dopasowanie eksperymentalnego widma impedancyjnego z generowaną programowo krzywą modelową dla rzeczywistej i urojonej składowej impedancji obwodu w zależności od zmian sygnału pomiarowego uzyskuje się stosując elektryczny obwód zastępczy złożony z równoległego układu elementu stałofazowego (CPE – Constans Phase Element) połączonego z oporem przejścia jonów przez granicę faz elektroda – roztwór R_1 i oporu przy wysokich częstotliwościach, który może być przypisany oporowi elektrolitu (sztuczne osocze) R_s – tab. 2. Charakterystykę impedancji granicy faz metal – warstwa pasywna – sztuczne osocze dokonano poprzez aproksymację danych eksperymentalnych za pomocą fizycznego modelu elektrycznego obwodu zastępczego – rys. 5.



Rys. 5. Model elektrycznego obwodu zastępczego dla układu: stal Cr-Ni-Mo – warstwa pasywna – sztuczne osocze

Matematyczny model impedancji dla układu: stal Cr-Ni-Mo – warstwa pasywna – sztuczne osocze przedstawia równanie (1):

$$Z = R_s + \frac{1}{1/R_{ct} + Y_0(j\omega)^n} \qquad (1)$$

4. PODSUMOWANIE WYNIKÓW BADAŃ

Analiza uzyskanych wyników wykazała zróżnicowaną odporność korozyjną stentów przed i po rozprężeniu. Stwierdzono wyższą wartość potencjału korozyjnego E_{kor} i oporu polaryzacyjnego R_p w przypadku stentów po procesie rozprężania, co jest zjawiskiem korzystnym. Wyniki badań impedancyjnych wykazały obecność warstwy pasywnej na powierzchni stentów. Uzyskane dane dopasowano do najprostszego modelu warstwy tlenkowej, tzn. złożonego z równoległego układu elementu stałofazowego (CPE – Constans Phase Element). Przeprowadzone badania jednoznacznie wykazały, że zastosowany rodzaj materiału, postać geometryczna, sposób przygotowania powierzchni stentu są prawidłowe. Proces rozprężania stentu nie wpłynął negatywnie na jego właściwości elektrochemiczne.

LITERATURA

[1] Marciniak J. i inni: Stenty w chirurgii małoinwazyjnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2006.
[2] Serruys P. W., Kutryk J. B.: Handbook of the coronary stents. Third edition. Martin Dunitz Ltd., London, 2000.
[3] Paszenda Z., Walke W., Jadacka S.: Elektrochemiczne badania odporności korozyjnej stopu Ti-6AL-7Nb w warunkach symulujących środowisko układu kostnego. Ochrona przed Korozją vol.53, nr 12, pp 670-674, 2010/
[4] Chirurgia naczyń wieńcowych pod red. Prof. dr. hab. med. Mariana Zembali, przy współpracy prof. dr. hab. med. Andrzeja Bochenka i prof. dr. hab. med. Stanisława Wosia, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa
[5] Zarys angiologii czynnościowej prof. zw. dr hab. med. Bogusław Gołąb, Wydawnictwo Ośrodek Doradztwa i Szkolenia "TUR", Łódź 1998
[6] Witold Jurkiewicz, Zbigniew Paszenda: Analiza wybranych własności użytkowych stentów trójwarstwowych stosowanych w kardiologii interwencyjnej, 2013, Gliwice
[7] Anthony Bavry, R. David Anderson, William Brearley: Coronary Stenting, 2010, Oxford American Pocket Notes

EVALUATION OF ELECTROCHEMICAL PROPERTIES OF CORONARY STENTS

Abstract: The study includes the evaluation of electrochemical properties of coronary stent made of Cr-Ni-Mo austenitic stainless steel. In order to simulate the conditions found in the human vascular environment studies were carried out in the artificial plasma at a temperature of T = 37 ± 1 ° C and pH = 7.0 ± 0.2. Corrosion resistance tests were carried out on the basis of registration of the anodic polarization curves and the method of Stern. In order to assess developments on the surface of a stent the method of electrochemical impedance spectroscopy was used. Stents were analyzed before and after expansion. For comparative purposes, tests were also performed to samples of the Cr-Ni-Mo in the supersaturated state of the corresponding mechanical properties of steel used for the production of stents.

Mariusz KACZMAREK[1], Waldemar L. OLSZEWSKI[2], Joanna NOWAK[1], Marzanna ZALESKA[2], [1]Zakład Biomechaniki, Uniwersytet Kazimierza Wielkiego, Bydgoszcz
[2]Instytut Medycyny Doświadczalnej i Klinicznej, PAN, Warszawa

WPŁYW WIELKOŚCI I CZASÓW OBCIĄŻANIA NA PROCES WYCISKANIA LIMFY Z TKANKI

Streszczenie: Masaż pneumatyczny jest powszechnie stosowaną metodą terapii obrzęku limfatycznego. W pracy zostały zaprezentowane wyniki symulacji procesów hydromechanicznych, zachodzących w tkance z obrzękiem pod działaniem pojedynczej komory do masażu pneumatycznego. Tkanka z obrzękiem została opisana równaniami modelu poro-sprężystego Biota, a symulacje przeprowadzone z wykorzystaniem Metody Elementów Skończonych, zaimplementowanej w środowisku COMSOL Multiphysics. Uproszczoną geometrię kończyny przyjęto w kształcie cylindra o jednakowej średnicy, z warstwą tkanki o jednakowej grubości, pomijając obecność skóry. Dla wybranych wielkości i czasów działania obciążeń oraz przyjąwszy zestaw parametrów geometrycznych kończyny i właściwości materiałowych tkanki, zwizualizowano i dokonano analizy rozkładów ciśnienia porowego, prędkości przepływu cieczy, a także przemieszczeń szkieletu. Wyniki symulacji pokazały, że wielkości ciśnienia w komorze masażu oraz czas trwania masażu istotnie wpływają na proces wyciskania limfy.

Słowa kluczowe: masaż pneumatyczny, obrzęk limfatyczny, symulacje

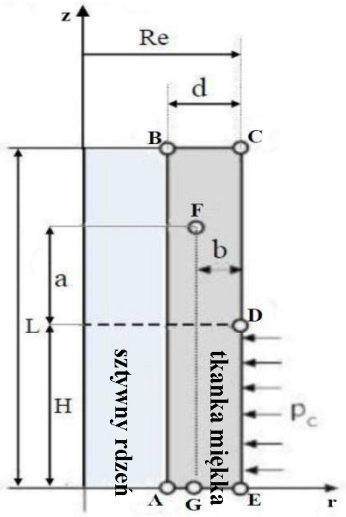
1. WSTĘP

Masaż pneumatyczny jest szeroko wykorzystywany w terapii obrzęku limfatycznego kończyny dolnej, obok standardowej metody manualnej. Na rynku medycznym funkcjonuje obecnie wiele urządzeń do masażu różniących się liczbą komór, czasem inflacji i deflacji oraz sposobem regulacji ciśnienia w komorach rękawa. Symulacje procesów hydromechanicznych masowanej tkanki z odpowiednio dobranym modelem matematycznym oraz parametrami tkanki bliskimi z rzeczywistymi jej własnościami mogą przyczynić się do wprowadzenia istotnych zmian w procesie konstrukcji urządzeń do masażu, które to pozwolą na bardziej efektywną terapię obrzęku limfatycznego. Sposób obciążenia tkanki z obrzękiem przyjęto wykorzystując dane z pracy [3], której autorzy mierzyli ciśnienie płynu tkankowego i przepływ pod skórą w tkance z obrzękiem podczas spoczynku lub kompresji z wykorzystaniem rękawa do masażu. Zastosowano wówczas czasy kompresji od 5 - 50 sekund, zakres ciśnień w komorze od 50 - 120 mmHg.

Zaprezentowane w pracy wyniki symulacji dotyczą procesów hydromechanicznych zachodzących w tkance z obrzękiem pod obciążeniem pojedynczej komory do masażu pneumatycznego. Kończyna została zamodelowana w uproszczonym, cylindrycznym kształcie. Na rys. 1 został pokazany fragment kończyny o długości L. Z uwagi na symetrię

procesów zachodzących w tkance, symulacje przeprowadzono dla połowy komory o szerokości H.

W przyjętym do opisu cylindrycznym układzie współrzędnych oś *z* jest osią kończyny, natomiast oś *r* leży w płaszczyźnie symetrii komory rękawa. Jako *Re* oznaczono promień kończyny, *d* jest grubością tkanki miękkiej. Przyjęto, ze pod działaniem obciążenia z zewnątrz tkanka miękka może się deformować, zaś materiał znajdujący się wewnątrz pierścienia tkanki pozostaje niedeformowalny.



Rys.1. Schemat symulowanego układu

2. OPIS MODELU TKANKI

Tkankę z obrzękiem traktujemy jako dwufazowy, porowaty ośrodek, w pełni nasycony cieczą. Pod działaniem obciążenia z zewnątrz (tj. ciśnienia w komorze p_c) szkielet tego ośrodka może się deformować, a płyn porowy swobodnie przemieszczać w przestrzeni porowej. Dodatkowo zakładając, że szkielet jest jednorodny, izotropowy i ma liniowe własności sprężyste, a przepływ cieczy wywołuje siłę działającą na szkielet proporcjonalną do prędkości przepływu, możemy zastosować model poro-sprężysty Biota [1-3], jako model matematyczny tkanki.

2.1. Równania poro-sprężystości

Równania tego modelu opisujące zmiany ciśnienia porowego *p* i wektora przemieszczeń szkieletu **u** przybierają następującą formę:

$$\frac{\phi}{K_f}\frac{\partial p}{\partial t} + \nabla\cdot\left(-\frac{k}{\eta}\nabla p\right) + \alpha_b \frac{\partial}{\partial t}\nabla\cdot\mathbf{u} = 0 \tag{1}$$

$$\frac{E}{2(1+\nu)}\nabla^2\mathbf{u} + \frac{E}{2(1+\nu)(1-2\nu)}\nabla\cdot(\nabla\mathbf{u}) - \alpha_b\nabla p = 0 \tag{2}$$

gdzie K_f, E i ν oznaczają współczynnik ściśliwości cieczy, moduł Younga i liczbę Poissona, ϕ i k są porowatością oraz przepuszczalnością tkanki, parametry μ i α_b określają lepkość cieczy i współczynnik mechanicznego sprzężenia objętościowego pomiędzy fazami.

2.2. Parametry symulacji

Symulacje przeprowadzono dla tkanki znajdującej się pod połową komory o szerokości 4.5 cm, przy założeniu symetrii procesów mechanicznych w tkance. Długość rozpatrywanego fragmentu kończyny (tkanki) wynosiła 10 cm, zaś całkowita średnica kończyny to ok. 8.8 cm (obwód 55 cm). Grubość tkanki wynosiła 3 cm. Na podstawie literatury przyjęto szereg parametrów materiałowych tkanki (Tabela 1).

Tabela 1. Parametry symulacji

Parametr	Opis	Wartość	Jednostka
α_b	współ. sprzężenia objętościowego	1	-
ρ	gęstość	1000	[kg/m^3]
ν	liczba Poissona	0.33	-
E	moduł sprężystości (Younga)	$7.5e^4$	[Pa]
ϕ	porowatość	0.05	-
K_f	ściśliwość płynu	$2.3e^9$	[Pa]
K	przepuszczalność	$1.5e^{-13}$	[m^2]
η	lepkość	0.001	[Pa s]
p_c	maksymalne ciśnienia w komorze	6.67, 15.99 (50, 120)	[kPa] [mmHg]
$Tmax$	całkowite czasy obciążenia	10, 20, 50, 600	[s]

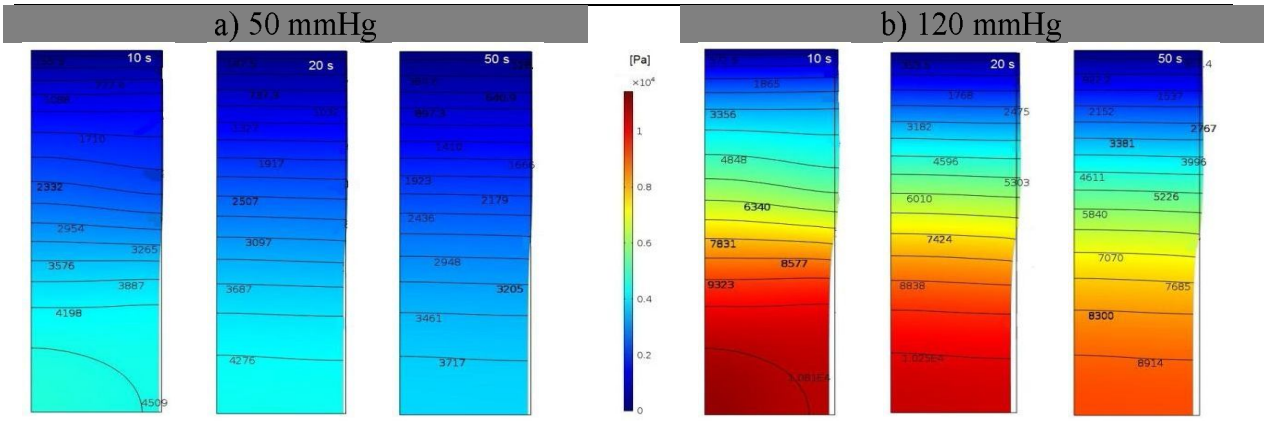
W symulacjach przyjęto, iż obciążenie w komorze masażu wzrasta liniowo od zera do wartości maksymalnej przez 5 s, a następnie utrzymuje się na stałym poziomie przez kolejne 5, 15 lub 45 s. Stąd całkowite czasy obciążania przyjmują wartości jak w Tabeli 1. Symulacje dla czasu 600 s zostały przeprowadzone, by zaobserwować moment całkowitej dyssypacji ciśnienia. Na rys. 1 widoczne są tzw. punkty kontrolne G i F (a jest parametrem określającym odległość punktu F od zewnętrznego brzegu komory, natomiast głębokość położenia obu punktów oznaczona została parametrem b).

2.3. Rezultaty

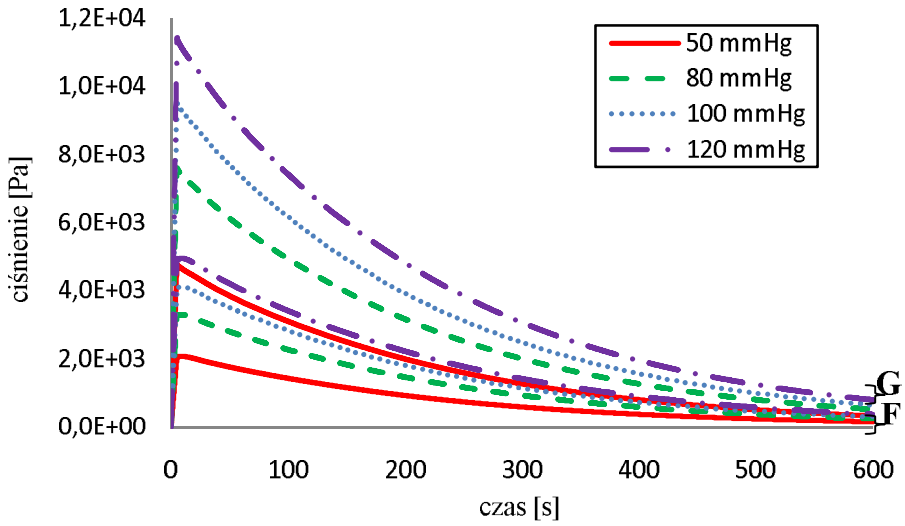
Na rys. 2 zostały pokazane rozkłady przestrzenne ciśnienia cieczy porowej dla wartości i czasów obciążania jakie podano w Tabeli 1.

Symulacje pokazują, iż zgodnie z założeniami przyjętymi dla modelu poro - sprężystego, początkowo znaczna część obciążenia na brzegu (ciśnienie w komorze masażu) zostaje przejęta przez płyn. Widoczne jest to w postaci znacznych wartości ciśnienia cieczy porowej w obszarze pod komorą. Wydłużenie czasu prowadzi do stopniowego spadku ciśnienia w tym obszarze, co jest ściśle związane z ewakuacją limfy z tkanki. Porównanie rezultatów dla tych samych czasów, ale różnych ciśnień w komorze pozwoliło zauważyć, iż większe obciążenie wpływa jedynie na zwiększenie wartości ciśnienia cieczy porowej, nie przyspiesza jednakże jego dyssypacji.

Ilościowo te tendencje są wyraźniej widoczne na podstawie obserwacji ewolucji ciśnienia porowego w wybranych punktach kontrolnych G i F, pokazanych na rys. 3, umiejscowionych tak, by zobrazować proces zmian ciśnienia w tkance pod komorą (punkt G) i w sąsiedztwie komory (F). W punkcie G po 50 s ciśnienie spadło o 25 %. Osiągnięcie względnie niskiego ciśnienia (brak dalszego wypływu limfy) wiąże się ze znacznym wydłużeniem czasu masażu.



Rys.2. Rozkłady przestrzenne ciśnienia cieczy porowej dla obciążenia 50 mmHg (a), 120 mmHg (b) oraz czasów 10, 20 i 50 [s].

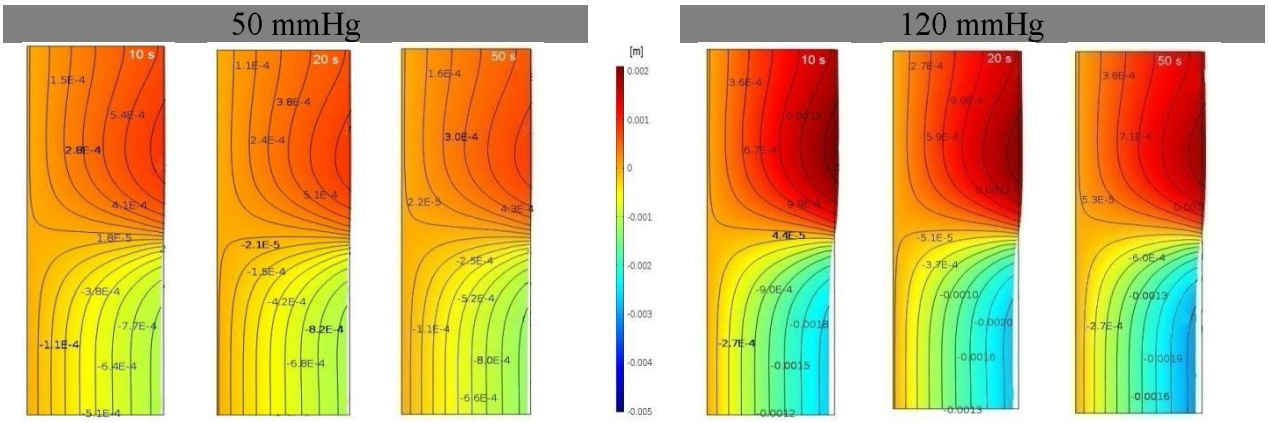


Rys. 3. Zależność ciśnienia porowego w tkance w punktach F i G od czasu.

Ciśnienie w punkcie F jest około dwukrotnie niższe w stosunku do ciśnienia w tkance pod komorą. Przebieg jest podobny - wzrost przez 5 s do wartości maksymalnej, a następnie powolny spadek. Niskie wartości ciśnienia spowodowane są akumulacją płynu w tkance obok komory, tuż po przyłożeniu obciążenia, zanim ciecz może swobodnie wypłynąć przez brzeg, gdzie możliwy jest wypływ (BC na rys. 1). Mamy tu do czynienia z efektem sprężystego zwiększenia objętości porowej, który silnie zależy od parametrów sprężystych tkanki, E i ν.

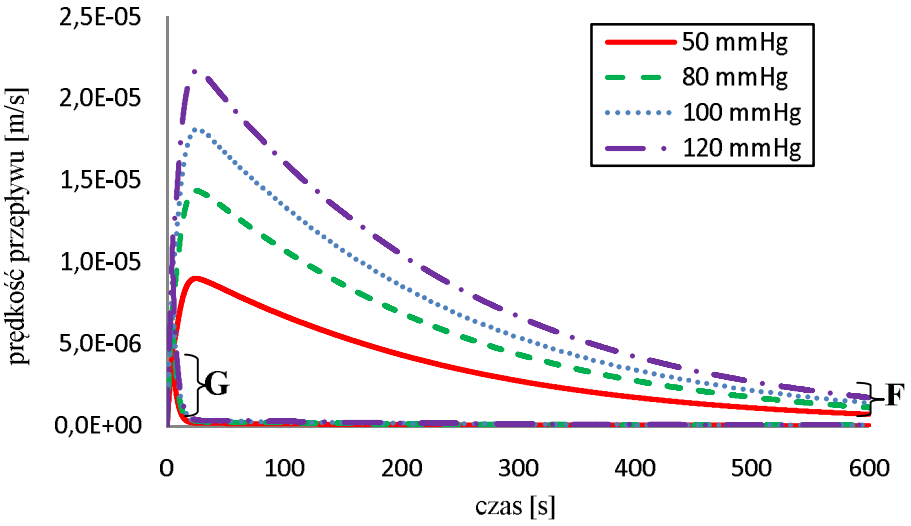
Na rys. 4 zostały umieszczone wykresy konturowe przemieszczenia promieniowego tkanki (zmian w obwodzie kończyny na danej wysokości - współrzędnej *z*). Wartości przemieszczeń promieniowych są ściśle związane z procesem migracji i ewakuacji cieczy porowej. Ujemne przemieszczenia odpowiadają zmniejszeniu obwodu kończyny, dodatnie zaś oznaczają wzrost jej obwodu. Niezależnie od obciążenia przemieszczenie systematycznie rośnie w tkance pod komorą (ściskanie), poza komorą zaś najpierw rośnie (początkowe gromadzenie się płynu), a następnie maleje (wypływ limfy z tkanki).

Dla ciśnienia w komorze 50 mmHg następuje zmniejszenie promienia o ok. 0.8 mm. Wartość ta jest dwukrotnie większa dla ciśnienia 120 mmHg (1,9 mm). Podobnie następuje zwiększenie promienia w sąsiedztwie komory - 0,43 mm (50 mmHg) i 3 mm (120 mmHg).



Rys.4. Rozkłady przestrzenne przemieszczeń promieniowych tkanki dla obciążenia 50 mmHg (a), 120 mmHg (b) oraz czasów 10, 20 i 50 [s].

Na rys. 5 pokazano ewolucje prędkości przepływu cieczy porowej w czasie, w punktach kontrolnych G i F. Można dostrzec, iż w tkance obciążonej (punkt G, w połowie komory) prędkość jest niewielka i zmienia się istotnie jedynie w początkowym okresie. Poza komorą zaś (punkt F) prędkość przyjmuje znaczące wartości przez pierwszych 50 s, a następnie zaczyna spadać do wartości bliskich zera (dla czasu 600 s).



Rys. 5. Zależność wartości prędkości przepływu płynu porowego w tkance w punktach F i G od czasu.

2.4. Wnioski

Na podstawie wyników symulacji można stwierdzić, iż - wraz ze stopniowym wydłużaniem czasu masażu - wartości każdej z przedstawionych wielkości ulegają istotnym zmianom w początkowej fazie (po przyłożeniu obciążenia). Wiąże się to przede wszystkim z procesem przemieszczania limfy w obrębie tkanki pod komorą oraz jej wypływem do

obszarów sąsiadujących. Zwiększenie ciśnienia w komorze masażu przekłada się na wzrost ciśnienia, prędkości przepływu cieczy porowej oraz deformacji tkanki. Nie ma natomiast istotnego wpływu na tempo procesu wyciskania limfy. Inaczej jest z czasem masażu. Warto zauważyć, że 50 s to zdecydowanie za mało, by nastąpił całkowity wypływ cieczy z obszaru objętego masażem. Ciśnienie bowiem spada o połowę dopiero po ok. 250 s. Deformacje są mniejsze w obszarze ściskanym i większe poza komorą, gdzie tkanka może się swobodnie przemieszczać, a limfa gromadzić w przestrzeni porowej. Przyjęty model zakłada stałe wartości parametrów. Kolejne przybliżenie opisu będzie można uzyskać uwzględniając duże deformacje, niejednorodne właściwości i nieliniowy charakter modelu fizycznego tkanki (np. zmiany sztywności z wysokością kończyny i zależność od wielkości deformacji).

LITERATURA

[1] Armstrong C.G., Lai W.M., Mow V.C.: An Analysis of the Unconfined Compression of Articular Cartilage. J. Biomech. Eng. , Vol. 106, 1984
[2] Biot M.A.: General theory for three-dimensional consolidation. Journal of Applied Physics, 12, s. 155-164
[3] Kaczmarek M., Subramaniam R. P., Neff S. R.: The hydromechanics of hydrocephalus: Steady - state solutions for cylindrical geometry, Bull. Math. Biol. 59, 295 - 323, 1997
[4] Olszewski W.L., Jain P., Ambujam G., Zaleska M., Cakala M., Gradalski T.: Tissue fluid pressure and flow during pneumatic compression in lymphedema of lower limbs. U. S. Chinese Journal of Lymphology and Oncology. Vol. 9, No. 3, September 2010
[5] Prokofiev D., Dunec J.: Multiphysics Model of Soil Phenomena Near a Well, Excerpt from the Proceedings of the COMSOL Multiphysics User's Conference, Boston 2005
[6] Zheng Y. P., Mak A. F. T.: Extraction of effective Young's modulus of skin and subcutaneous tissue and roles in inflammation and cancer, Physiol Rev, 92, 1005 - 1060, 2012

THE IMPACT OF LOAD AND LOADING TIMES ON SQUEEZING LYMPH FROM EDEMATOUS TISSUE

Abstract: Pneumatic compression of tissue with lymph stasis is related to a commonly used therapeutic modality in limb lymphedema. The paper presents results of computer simulations of the hydro-mechanical processes in the lymphedematous tissue under stress of a single chamber of sleeve for pneumatic compression.

The tissue with edema is described by equations of Biot's poroelasticity model and simulations are performed by finite element method implemented in Comsol Multiphysics environment. The limb is modeled in cylindrical shape, the presence of skin is neglected. Assuming a set of geometrical parameters of limb, material parameters of tissue and selected values and periods of applied load the distributions of pore pressure, liquid velocity and displacement of tissue are analyzed. The results show that the process of squeezing of lymph is strongly dependent on pressure in chamber and time of its action.

Katarzyna KARAŚ*, Józef TUTAJ,** Instytut Mechaniki Stosowanej, Katedra Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki*, Instytut Pojazdów Samochodowych i Silników Spalinowych**, Politechnika Krakowska

APARAT REJESTRUJĄCY DRŻENIE W CHOROBIE PARKINSONA Z ZASTOSOWANIEM AKCELEROMETRU MEMS

Streszczenie: Głównym celem artykułu jest opis prototypu aparatu do rejestracji drżenia, którego najważniejszym elementem jest akcelerometr. W artykule zawarto kryteria wyboru czujnika do pomiaru tremoru oraz wyjaśniono zasadę działania termicznego akcelerometru MEMS, który jest zasadniczym elementem skonstruowanego przyrządu. W celu zaprezentowania działania urządzenia zamieszczono przebiegi czasowe sygnału pomiarowego pochodzące od dwóch pacjentów ze zdiagnozowaną chorobą Parkinsona.

Słowa kluczowe: choroba Parkinsona, akcelerometr termiczny, MEMS

1. WSTĘP

Drżenie to kluczowy symptom chorób układu nerwowego do których zalicza się również chorobę Parkinsona. Obecnie brak jest rozwiązań które w sposób jednoznaczny pozwalałby potwierdzić diagnozę choroby Parkinsona. Artykuł przedstawia projekt aparatu do rejestracji drżenia kończyny górnej z użyciem dwuosiowego akcelerometru wykonanego w technologii MEMS. Celem prototypu jest rejestracja i archiwizacja charakterystyk czasowych drżenia.

2. SPECYFKA CHOROBY PARKINSONA

Choroba Parkinsona to schorzenie o podłożu neurologicznym, którego głównym objawami są drżenie, sztywność oraz spowolnienie ruchowe tzw. bradykinezja. Przyczyną jest zanik neuronów zlokalizowanych w istocie czarnej mózgu, które produkują neurotransmiter – dopaminę. Dotychczas brak jest badania, które w sposób niepodważalny umożliwiłoby rozpoznanie choroby. Niektóre z dostępnych technik obrazowych są pomocne w różnicowaniu drżenia parkinsonowskiego od innych podtypów drżeń. Choroba Parkinsona to indywidualny stan, który u każdego pacjenta wygląda inaczej pod względem charakteru symptomów i szybkości pogłębiania się objawów.

Jednym z objawów choroby jest drżenie spoczynkowe, zdefiniowane jako rytmiczny, mimowolny ruch niektórych mięśni szkieletowych o charakterze oscylacyjnym, asymetryczne, o częstotliwości 4-6 Hz. Objawy drżenia zanikają podczas wykonywania czynności ruchowych. Tremor najczęściej obejmuje kończyny górne, głowę oraz dolne okolice twarzy. Najdokładniej zbadane jest drżenie kończyn górnych, gdzie występują ruchy nawracania i odwracania w nadgarstku, zginania i prostowania w łokciu. Drżenie parkinsonowskie ze względu na ruch palców określane jako drżenie typu kręcenia pigułek lub liczenia pieniędzy [1, 5].

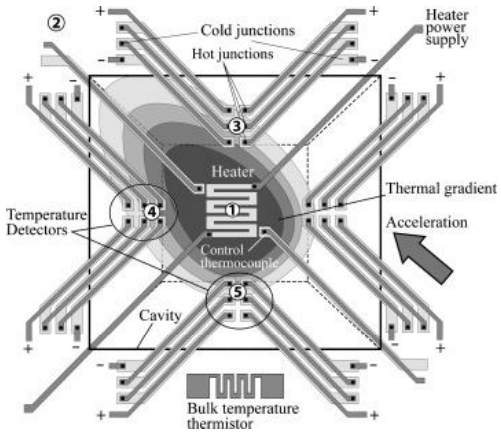
Podstawowymi parametrami do obiektywnej oceny postępu choroby są amplituda i częstotliwość drżenia. Oba te parametry mogą być zmierzone dzięki zastosowaniu akcelerometru.

3. AKCELEROMETRY MEMS

Akcelerometr to czujnik mierzący przyspieszenie w oparciu o pomiar siły bezwładności działającej na masę pomiarową. Czujniki wykonane w technologii MEMS łączą w sobie elementy mechaniczne i elektroniczne, cechują się przy tym małym zużyciem mocy, niewielkimi rozmiarami oraz małą masą. Takie układy umożliwiają odbieranie i przetwarzanie informacji w skali mikro, a generowanie rezultatów w skali makro. Na rynku znajduję się kilka rodzajów czujników do pomiaru przyspieszenia, wyróżnia się pojemnościowe, piezoelektryczne oraz termiczne. Przy wyborze czujnika do projektu uwzględniono parametry takie jak: zakres, czułość oraz rozdzielczość pomiarowa, liniowość, rozmiar, masa, cena. Do projektu aparatu wybrany został czujnik termiczny, za którym przemawiają następujące zalety: brak ruchomych części, niski poziom zakłóceń, brak histerezy oraz wysoka niezawodność [2, 3].

3.1 Zasada działanie akcelerometru termicznego

Masę bezwładnościową stanowi w tym czujniku rozgrzany gaz, a jej przemieszczenie spowodowane zmianą położenia czujnika, jest mierzone za pomocą wielu rozmieszczonych symetrycznie mikrotermoelementów (mikrotermopar). Na środku układu, który jest jednolitą strukturą krzemową CMOS, znajduje się grzałka. W czujniku podłączonym do zasilania wytwarza się kula rozgrzanego gazu, a rozkład temperatury jest symetryczny wzdłuż osi x i y. W wyniku działania siły, następuje zmiana sposobu rozkładu temperatury, co powoduje powstanie różnicy napięć między termoelementami. Wywołana różnica temperatury jest wprost proporcjonalna do przyspieszenia działającego na układ i możliwe jest przekształcenie jej na sygnał pomiarowy. Proces realizowany jest dla kierunków x i y w indywidualnych torach sygnałowych. Na wyjściach uzyskujemy sygnał analogowy lub cyfrowy (w zależności od modelu) [7,9].

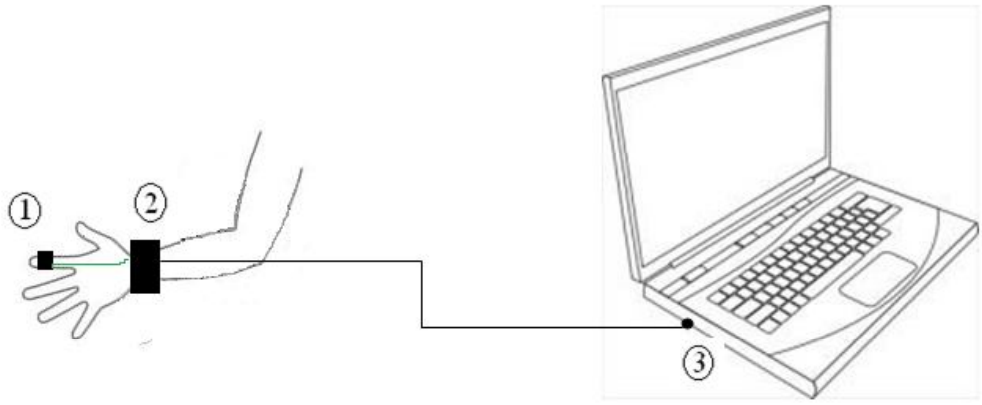


Rys. 1. Budowa dwuosiowego akcelerometru firmy Memsic [10]

4. TOR POMIAROWY

W celu odpowiedniej rejestracji sygnału drżenia stworzono tor pomiarowy, którego elementy przedstawiono na rysunku 2. Każdy z komponentów jest niezbędny do

przeprowadzenia pomiaru.



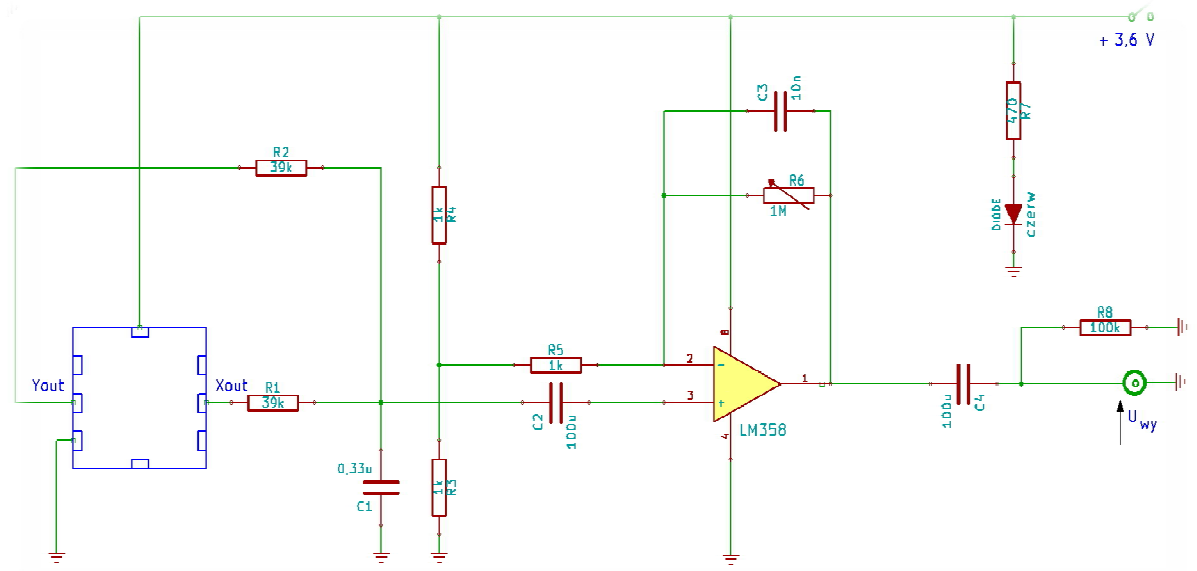
Rys. 2. Tor pomiarowy do rejestracji drżenia

Oznaczenie na schemacie:

1. Akcelerometr typu MXA2500ML zamocowany do palca.
2. Elektroniczny układ pomiarowy umieszczony na nadgarstku
3. Przenośny komputer z oprogramowaniem wirtualnego oscyloskopu.

Rejestrowany sygnał drżenia wymaga wzmocnienia, do tego celu wykorzystano wzmacniacz operacyjny LM358, który doskonale sprawdza się w układach zasilanych z baterii, ze względu na niski pobór mocy. Wzmacniacz stanowi również główny element aktywnego filtra dolnoprzepustowego, niezbędnego do eliminacji składowych wysokoczęstotliwościowych sygnału. Wydzielone przez filtr pasmo zostaje podane na wejście *line-in* karty dźwiękowej komputera przenośnego, a sygnał zostaje zarejestrowany za pomocą aplikacji wirtualnego oscyloskopu cyfrowego. Karta dźwiękowa spełnia rolę przetwornika analogowo- cyfrowego, przetwarza sygnał wejściowy na postać cyfrową, która jest interpretowana przez program. Przy bezpośrednim wprowadzaniu sygnału na wejście *line-in* należy pamiętać o nie przekraczaniu napięcia rzędu 2V. Wprowadzenie sygnału o wyższym napięciu może skutkować trwałym uszkodzeniem karty dźwiękowej. Zastosowanie komputera w pomiarach pozwoliło na sterowanie pomiarami w sposób automatyczny oraz przetwarzanie wyników pomiarów. Obecnie to oprogramowanie, a nie sprzęt decyduje o możliwościach układu pomiarowego. Zastosowanie w projekcie aplikacji wirtualnego oscyloskopu pozwoliło zredukować część sprzętową do minimum, a w konsekwencji zredukować koszty oraz stworzyć przyrząd możliwy do obsługi w każdym gabinecie lekarskim wyposażonym w komputer przenośny.

Na rysunku 3 przedstawiono schemat układu elektronicznego, który został wykonany na uniwersalnej płytce drukowanej i zamknięty w obudowie.



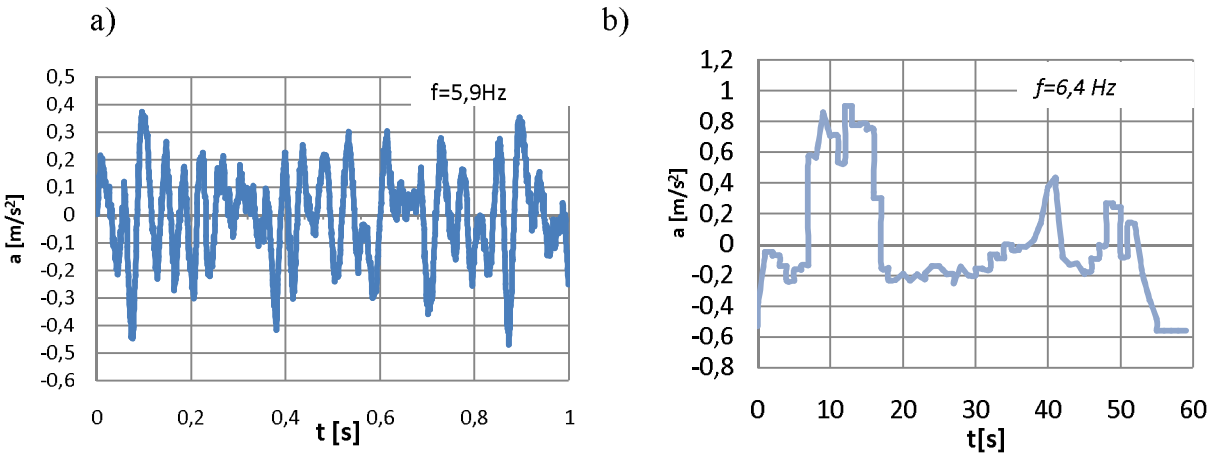
Rys. 3. Schemat aplikacyjny elektronicznego urządzenia do pomiary drżenia

Aparat zasilany jest z akumulatora litowo- jonowego o napięciu 3,7 V i pojemności 850 mAh. Wymiary urządzenia elektronicznego wynoszą 80 mm x 60 mm x 30 mm. Gotowe urządzenie przedstawiono na rysunku 4. W obudowie z regulacją zapinania na rzep, znajduje się układ elektroniczny oraz zasilanie aparatu. Akcelerometr umieszczono w regulowanej opasce, którą można umieścić na palcu kończyny górnej.

Rys. 4. Widok ogólny aparatu

5. REJESTRACJA PRZEBIEGÓW DRŻENIA

W celu zapewnienia możliwości porównania wyników rejestrowanych u pacjentów w odstępach czasu, ujednolicono pozycję dla wszystkich badań. Badany pacjent przyjmie pozycję siedzącą, przedramię badanej kończyny będzie wsparte. Istotnym jest, aby pomiar nie był zakłócony i wykonywany całkowicie swobodnie. Zarejestrowane przebiegi u pacjentów ze zdiagnozowaną chorobą przedstawiono na rys.5.



Rys. 5. Zarejestrowany przebieg czasowy drżenia u pacjentów ze zdiagnozowaną chorobą a) kobieta z diagnozą potwierdzoną od 17 lat b) mężczyzna z diagnozą potwierdzoną od 2 lat

Na ekranie można obserwować przebiegi czasowe, a po poddaniu zarejestrowanego sygnału operacji szybkiej transformaty Fouriera (FFT) również sygnał drżenia w dziedzinie częstotliwości. Transformata Fouriera to podstawowe narzędzie w analizie sygnałów pozwalające na określenie amplitudy i częstotliwości głównych składowych harmonicznych sygnału pomiarowego. Z wykresów przedstawiających widmo amplitudowe drżenia z łatwością można odczytać informację o paśmie z maksymalną częstotliwością drżenia. Jak zaznaczono we wstępie, u pacjentów z chorobą Pacjenta jest to pasmo 4-6 Hz. Analiza sygnału w dziedzinie częstotliwości przybliża zatem poprawną diagnozę choroby.

6. PODSUMOWANIE

Skonstruowane urządzenie ma na celu zwiększenie efektywności diagnostyki choroby Parkinsona oraz przyspieszenie rozpoznania, co jest równoznaczne z wcześniejszym rozpoczęciem stosownej terapii. Archiwizacja pomiaru drżenia umożliwia obiektywną ocenę skuteczności leczenia, dobór odpowiednich dawek leku. Nie każde zarejestrowane drżenie to objaw choroby Parkinsona, przydatne wydaje się opracowanie oprogramowania, które w sposób automatyczny identyfikowałoby drżenie z konkretną jednostką chorobową. Opracowanie takiego systemu wymaga jednak stworzenie bazy danych z sygnałami do których mogłyby zostać odniesione rejestrowane przebiegi u nowych pacjentów z niepotwierdzoną diagnozą.

LITERATURA

[1] Friedman A. „Choroba Parkinsona", Wydawnictwo α-medica Press, Bielsko- Biała 1999
[2] Garraud A. and coauthors „A dual axis CMOS micromachined convective thermal accelerometer" , Sensors and Actuators A: Physical, Volume 170, Issues 1–2, November 2011, Pages 44–50
[3] Hagan M. „Acquisition and analysis of tremor signals Rusing force and accelerometer sensors", article from 20th European Signal Processing Conference, Bucharest 2012
[4] Karbowniczek M. „Układy MEMS", w: Elektronika praktyczna 2/2010
[5] Krygowska-Wajs A. „Choroba Parkinsona- informacje ogólne", w: Informator Krakowskiego Stowarzyszenie Osób Dotkniętych Chorobą Parkinsona
[6] Markez S. „Development of a hand tremor quanitification device for the measurement of a pathological tremor", Institute of Biomateriais and Biomedical Engineering University of Toronto, Toronto 2000
[7] MEMSIC Inc. (2007) MXA2500G/M Improved, Ultra Low Noise ±1,7g Dual Axis Accelerometer with Absolute Output, Rev. G.June
[8] Michałowska M. „Wielogodzinne monitorowanie drżenia samoistnego i drżenia parkinsonowskiego" Neurologia i Neurochirurgia Polska 4/2009
[9] Rojek T. „Termiczne czujniki przyspieszenia firmy MEMSIC", w: Pomiary Automatyka Robotyka 3/2006
[10]http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424711003682

PROJECT OF DEVICE BASED ON MEMS ACCELEROMETER FOR TREMOR MEASURMENT IN PARKINSON'S DISEASE

The main aim of this article is to describe a prototype device for measuring tremor in Parkinson Disease. Device is based on thermal accelerometer constructed in MEMS technology The article includes criteria for selecting a sensor for measuring tremor and explains the principle of operation of thermal MEMS accelerometer. Article included measuring signal waveforms derived from two patients diagnosed with Parkinson's disease.

Edyta ŁYCZKOWSKA, **Edward CHLEBUS,** Zakład Mechatroniki, Automatyzacji Organizacji Produkcji, Instytut Technologii Maszyn i Automatyzacji, Politechnika Wrocławska, Wrocław

POLEROWANIE ELEKTROLITYCZNE STOPU Ti6Al7Nb

Streszczenie: W artykule omówiono właściwości stopu Ti-6Al-7Nb, jego zastosowanie w implantologii oraz sposoby obróbki powierzchni poprzez obróbkę mechaniczną oraz elektrolityczną. Przedstawiono wyniki elektropolerowania próbek w kąpieli składającej się z kwasu siarkowego(VI), kwasu flurowodorowego, acetanilidu oraz w kąpieli składającej się z kwasu metanosulfonowego i kwasu etidronowego. Przedstawiono również wpływ mechanicznej obróbki przed elektrolitycznym polerowaniem na jakość powierzchni otrzymywanych elementów. Po polerowaniu elektrolitycznym chropowatość próbek wynosiła 0,08-0,13 Ra.

Słowa kluczowe: Ti6Al7Nb, elektropolerowanie, implanty

1. WSTĘP

Wraz z postępem implantologii widoczna jest zmiana materiałów spełniających różne wymagania w zakresie biofunkcjonalności oraz zachowanie biozgodności implantu w organizmie człowieka. Aktualnie materiały stosowane na implanty charakteryzują się dobrymi właściwościami wytrzymałościowymi, odpowiednim składem, dobrą odpornością na korozję oraz bardzo dobrymi właściwościami technologicznymi umożliwiającymi zastosowanie zaawansowanych procesów kształtowania i wykończenia powierzchni [1].

Najczęściej stosowanymi materiałami na implanty są stale austenityczne, stopy kobaltu oraz tytan. W ostatnich latach obserwuje się także wzrost zainteresowania stopami tytanu w implantologii. Tytan oraz jego stopy są odporne na korozję wżerową, międzykrystaliczną i naprężeniową. Wykazują korzystne właściwości mechaniczne, dużą wytrzymałość zmęczeniową. Z łatwością poddają się obróbce plastycznej. Tytan ponadto wykazuje brak działania toksycznego oraz alergizującego [2]. Na jego powierzchni tworzy się film tlenkowy, który chroni metal przed czynnikami zewnętrznymi [3]. Z dostępnych stopów tytanu, stop Ti-6Al-7Nb nie zawiera w swym składzie toksycznego wanadu. Stop Ti-6Al-7Nb jest także wysoce biozgodny, posiada bardzo dobre właściwości mechaniczne, fizyczne dzięki czemu znajduje zastosowanie w medycynie jako budulec implantów [4, 5].

Jednym z istotniejszych elementów, które mają wpływ na przebieg osteointegracji jest powierzchnia wszczepianych implantów [6, 7, 8]. Obróbka powierzchni implantów ze stali nierdzewnej oraz stopów tytanu wykorzystywanych na potrzeby leczenia ubytków tkanki kostnej może być przeprowadzona w drodze skrawania powierzchni, piaskowania, trawienia, anodyzowania, polerowania elektrochemicznego oraz chemicznego, a także innymi metodami obróbki. Polerowanie elektrochemiczne w przeciwieństwie do pozostałych metod obróbki powierzchni pozwala uzyskać doskonałe własności antykorozyjne, usuwa mikronaprężenia

spowodowane uprzednią obróbką oraz umożliwia polerowanie powierzchni i miejsc niedostępnych dla metod polerowania mechanicznego. Dodatkowo po procesie polerowania elektrolitycznego uzyskuje się powierzchnie wolne od deformacji bez naruszenia budowy sieci krystalicznej, przy czym stopień wygładzenia jest zależny od struktury stopu, składu i budowy jednorodnej. Polerowanie elektrochemiczne można stosować jako obróbkę wstępną przed anodyzowaniem powierzchni implantów, co znacznie poprawia zdolność do osteointegracji.

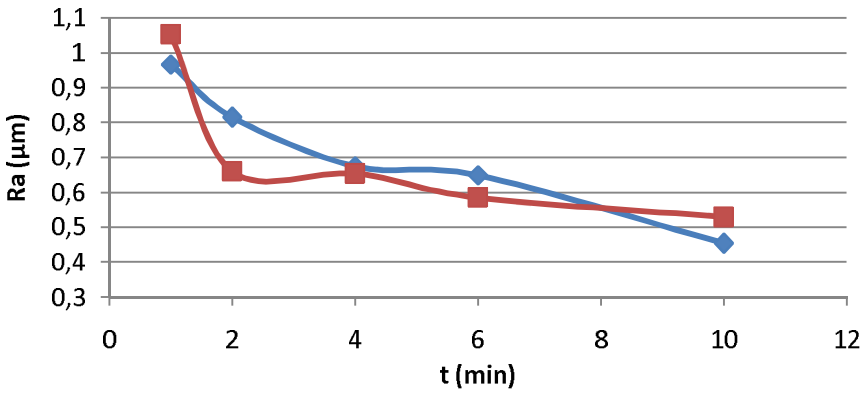
Celem badań przedstawionych w artykule było porównanie skuteczności działania dwóch kąpieli do polerowania elektrolitycznego stopu tytanu Ti-6Al-7Nb, przy zastosowaniu takich samych parametrów (natężenie prądu, czas) oraz uzyskanie powierzchni charakteryzującej się niskim parametrem chropowatości Ra zgodnie z normą PN-EN ISO 14630 i średnim współczynnikiem chropowatości Ra 0,10-0,15 µm. Badane kąpiele w przeciwieństwie do kąpieli stosowanych w przemyśle i nie zawierają w swym składzie związków chromu(VI), które są rakotwórcze, ani wybuchowego kwasu chlorowego(VII).

2. MATERIAŁY I METODY

Próbki do badań, o wymiarach 80x20x3 mm, wykonano ze stopu typu Ti-6Al-7Nb. Skład blachy, z której wykonano próbki zgodny z certyfikatem producenta był następujący: Ti 87,06%, Al 6,02%, Nb 6,76%, Fe 0,039%, C 0,038%, N 0,012%, O 0,069%, H 0,001%. Chropowatość powierzchni materiału przeznaczonego do badań, wyrażona parametrem Ra wynosiła 0,83-1,17 µm. Próbki przed polerowaniem elektrochemicznym były oczyszczane w podgrzanej wodzie destylowanej oraz acetonie. Drugą część próbek poddano wstępnej obróbce mechanicznej, polegającej na szlifowaniu wodnym papierem ściernym o ziarnistości kolejno 80, 320. Średni parametr Ra po obróbce mechanicznej wynosił 0,19-0,23 µm. Następnie próbki oczyszczono wstępnie poprzez płukanie w wodzie destylowanej i acetonie. Polerowanie elektrochemiczne przeprowadzono w układzie z dwoma katodami oraz jedną anodą (próbka badana). Badania prowadzono w cylindrycznym naczyniu z tworzywa sztucznego, które chłodzono za pomocą termostatowanej łaźni wodnej (T108N). W trakcie elektropolerowania elektrolit mieszano za pomocą łopatkowego mieszadła wykonanego z tworzywa sztucznego (50 obr/min). Przed i po polerowaniu elektrochemicznym wyznaczano parametr chropowatości Ra profilografometrem firmy Taylor Hobson. Na podstawie przeglądu literatury dotyczącego obróbki powierzchniowej elementów wykonanych ze stopów tytanu stwierdzono, że wyroby te można elektropolerować w kąpieli zawierającej w swym składzie: kwas siarkowy(VI), kwas flurowodorowy, acetanilid [9, 10] oraz w kąpieli składającej się z kwasu metanosulfonowego i kwasu etidronowego [11].

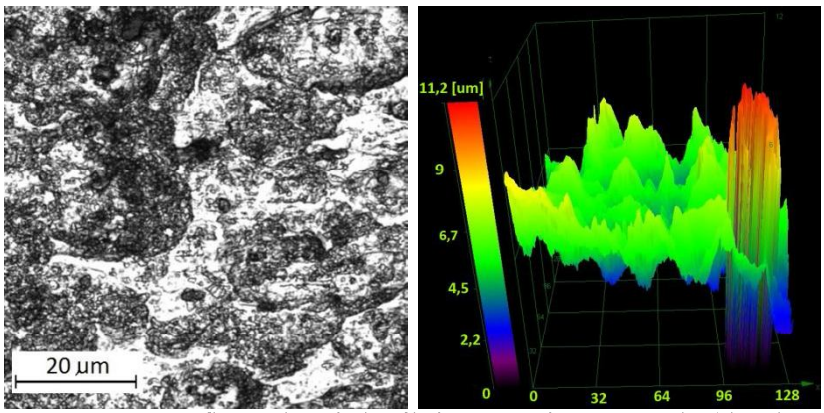
3. OMÓWIENIE WYNIKÓW

W ramach prowadzonych badań wykonano po dwie serie prób dla kąpieli 1 i 2 (j=25 A/dm^2, t=1-10 min). Rysunek 1. przedstawia średnie wartości chropowatości powierzchni próbek bez wstępnej obróbki mechanicznej dla obydwu kąpieli. W początkowym etapie procesu polerowania elektrolitycznego obserwuje się szybkie obniżenie parametru Ra. Wraz ze wzrostem czasu zaobserwowano powstanie defektów-smug na powierzchni polerowanych elektrochemicznie elementów.

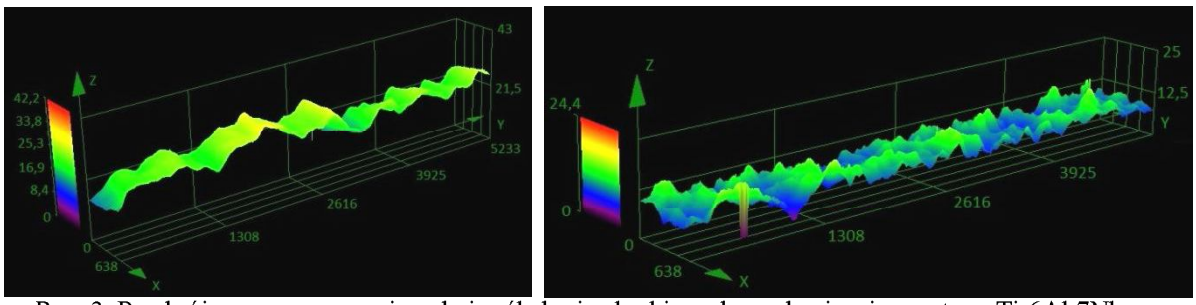


Rys. 1. Zmiana chropowatości powierzchni próbek z ze stopu Ti-6Al-7Nb w czasie (●- kąpiel 1, ■ - kąpiel 2)

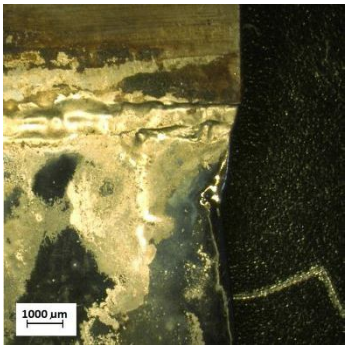
W celu zobrazowania topografii powierzchni próbek przed i po elektropolerowaniu w kąpielach 1 i 2 wykonano zdjęcia przy wykorzystaniu mikroskopu konfokalnego. Powierzchnię przed elektropolerowaniem przedstawiono na rys 2. Dla zdjęć obrazujących topografię 3D zastosowano *z factor* (automatycznie dobrany współczynnik proporcjonalności osi z) równy 13,6. Na powierzchni próbek wykonanych z Ti-6Al-7Nb, które nie były obrabiane mechanicznie przed elektropolerowaniem zaobserwowano defekty (smugi), które pogłębiały się wraz ze zwiększeniem czasu polerowania elektrolitycznego (rys. 3) [12]. Zaobserwowano również ubytki które powstały na granicy faz, pomiędzy kąpielą a powietrzem po procesie polerowania elektrolitycznego w kąpieli 1, zawierającej w swym składzie kwas fluorowodorowy (rys. 4).



Rys. 2. Topografia powierzchni próbek surowych ze stopu Ti-6Al-7Nb

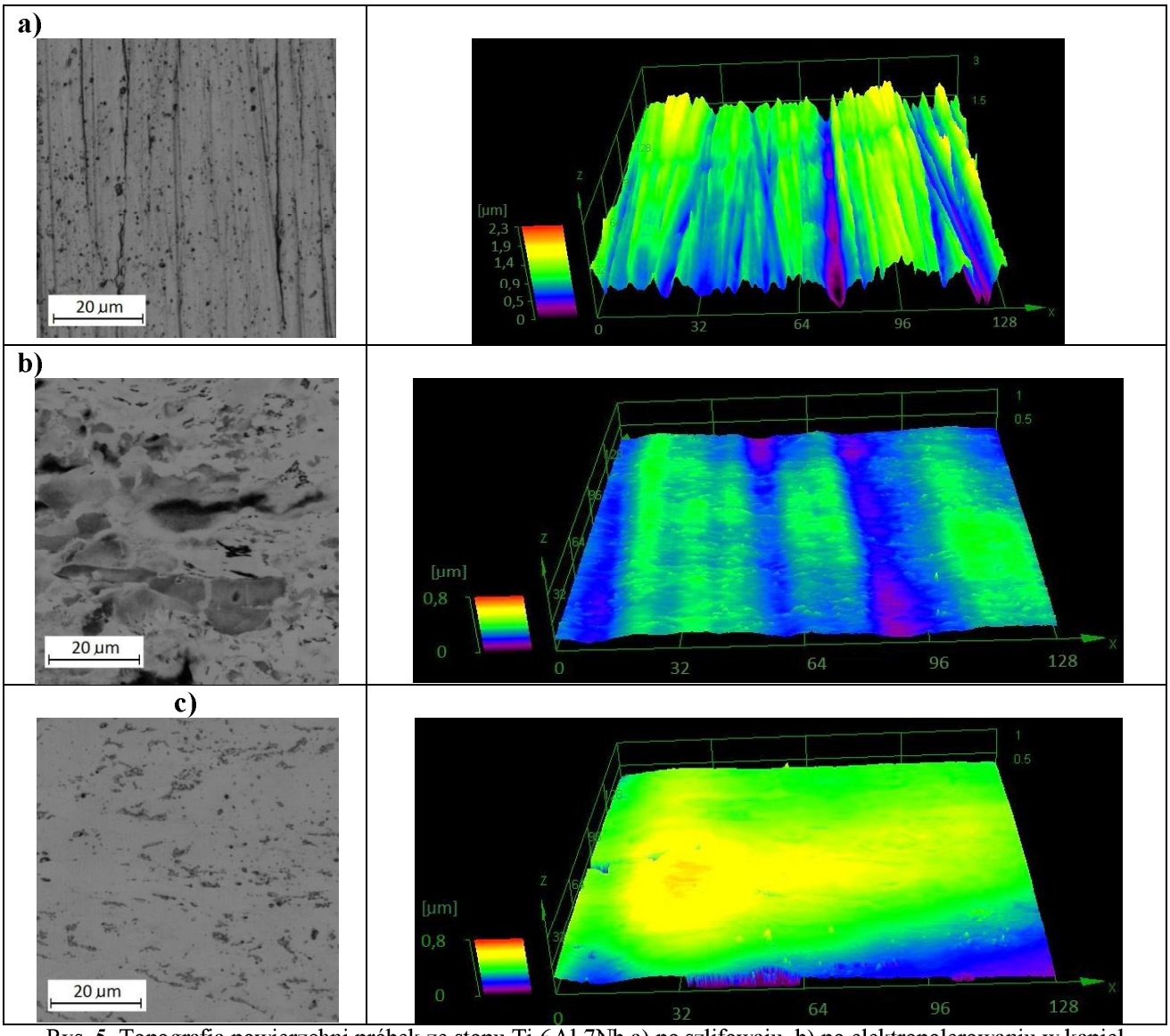


Rys. 3. Przekrój poprzeczny powierzchni próbek nie obrabianych mechanicznie ze stopu Ti-6Al-7Nb po elektropolerowaniu a) smugi - kąpiel 1 (t=10 min, T=25°C), b) smugi - kąpiel 2 (t=10 min, T=25°C)



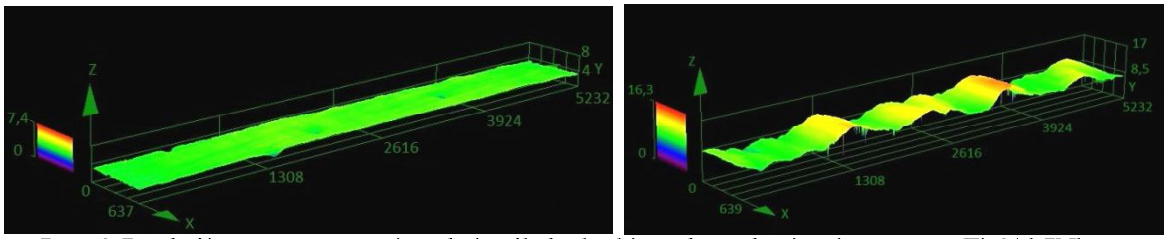
Rys. 4. Granica faz pomiędzy kąpielą a powietrzem po procesie polerowania elektrolitycznego, kąpiel 1 (t=10 min, T=25°C)

Porównanie uzyskanego efektu wygładzenia powierzchni po elektropolerowaniu z powierzchnią przed elektropolerowaniem przedstawiono na rys 5. Mapa kolorów przedstawia różnicę pomiędzy próbkami szlifowanymi a elektropolerowanymi, które charakteryzują się równomiernie wygładzoną powierzchnią.

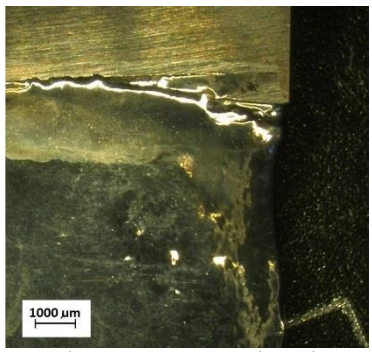


Rys. 5. Topografia powierzchni próbek ze stopu Ti-6Al-7Nb a) po szlifowaiu, b) po elektropolerowaniu w kąpiel 1 (t=4 min), c) po elektropolerowaniu w kąpiel 2 (t=4 min)

Na powierzchni próbek elektropolerowanych w kąpieli 1, przygotowanych wstępnie mechanicznie nie zauważono defektów w postaci smug w przeciwieństwie do próbek elektropolerowanych w kąpieli 2 w tych samych warunkach (rys. 6). Nastąpiła niewielka zmiana wymiarów próbki na granicy faz pomiędzy kąpielą a powietrzem polerowanej elektrochemicznie w kąpieli 1 (rys. 7).



Rys. 6. Przekrój poprzeczny powierzchni próbek obrabianych mechanicznie ze stopu Ti-6Al-7Nb po elektropolerowaniu a) brak smug- kąpiel 1 (t=4 min, T=25°C), b) smugi - kąpiel 2 (t=4 min, T=25°C)



Rys. 7. Granica faz pomiędzy kąpielą a powietrzem po procesie polerowania elektrolitycznego, kąpiel 1 (t=4 min, T=25°C)

Próbki wykonane ze stopów tytanu po obróbce mechanicznej oraz elektrochemicznej uzyskały powierzchnię, charakteryzującą się niższym parametrem chropowatości Ra ≤0,15 µm zgodnie z normą PN-EN ISO 14630, np. dla elementów stosowanych jako płytki ZESPOL, stabilizatory Polfix, wkręty Polfix (tab. 1).

Tab. 1. Chropowatość powierzchni próbek Ti6Al7Nb po procesie elektropolerowania w kąpielach 1, 2

Kąpiel	Czas [min]	Gęstość prądu [A/dm²]	Chropowatość Ti6Al7Nb po elektropolerowaniu [µm]		
			Ra	***Ra*** (min)	***Ra*** (max)
1	4	25	0,11	0,11	0,13
2	4	25	0,10	0,08	0,11

3. PODSUMOWANIE

Efektywność procesu elektrolitycznej obróbki powierzchni zależy od składu chemicznego, struktury krystalicznej oraz wstępnego przygotowania powierzchni poprzez obróbkę mechaniczną. Próbki wykonane ze stopów tytanu po procesie szlifowania oraz polerowania elektrochemicznego w obu kąpielach uzyskały powierzchnię, charakteryzującą się niższym parametrem chropowatości Ra≤0,15 µm. Próbki wypolerowane elektrochemicznie w kąpieli

1 charakteryzowały się wygładzoną i jednorodną powierzchnią w przeciwieństwie do próbek wypolerowanych elektrochemicznie w kąpieli 2, które posiadały nierównomierną powierzchnię. Zastosowanie kąpieli 1 w przemyśle stanowi duży problem ze względu na dużą zawartość kwasu fluorowodorowego w składzie. Ze względu na wysoką toksyczność kąpieli 1 zalecane jest jej stosowanie w warunkach labororatoryjnych. Konieczne jest prowadzenie badań dotyczących opracowania procesów obróbki tytanu i jego stopów, z użyciem substancji mniej niebezpiecznych.

LITERATURA

[1] Krasicka-Cydzik E., Mstowski J., Ciupik F. L.: Materiały implantowe: stal a stopy tytanu. System Dero: Rozwój Technik Operacyjnych Leczenia Kręgosłupa, Zielona Góra, 1997
[2] Orlicki R.,Kłaptocz B.: Tytan i jego stopy- właściwości, zastosowanie w stomatologii oraz sposoby przetwarzania. Inżynieria Stomatologiczną Biomateriały, Tom 1, nr 1, 2005
[3] Gabitova S.A., Polyakova V.V., Semenova I.P., Enhanced fatigue strength of ultrafine-grained Ti-6Al-7Nb alloy: Microstructural aspects and failure peculiarities, Rev.Adv. Mater. Sci, no.31,2012,s.123-128.
[4] Woei-Shyan L., Chia-Wei C.: High temperature impact properties and dislocation substructure of Ti–6Al–7Nb biomedical alloy, Materials Science & Engineering, no.A576,2013,s.91-100.
[5] Her-Hsiung H., Chia-Ping W., Ying-Sui S., Tzu-Hsin L., Improvements in the corrosion resistance and biocompatibility of biomedical Ti–6Al–7Nb alloy using an electrochemical anodization treatment, Thin Solid Films, no.528,2013,s.157–162
[6] Makuch K., Koczorowski R.: Biokompatybilność tytanu oraz jego stopów wykorzystywanych w stomatologii. Dent. Med. Probl. 2010
[7] Łukaszewska-Kuska M., Hędzelek W., Leda B., Wawrzyniak M., Majchrowski R., Martyła A., Zagalak R.:Ocena stabilizacji implantów o modyfikowanych powierzchniach na modelu zwierzęcym. Protet. Stomatol., 2011
[8] Łukaszewska M., Gajdus P., Hędzelek W., Zagalak R.: Rozwój powierzchni wszczepów tytanowych. Przegląd piśmiennictwa. Implantoprotetyka, 2009.
[9] Nawrat G.: Elektrochemiczne metody inżynierii powierzchni, Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2010
[10] Simka W., Nawrat G., Chłodek J., Maciej A., Winiarski A., Szade J., MRadwański K., Gazdowicz J.: Polerowanie elektrolityczne i pasywacja anodowa stopu Ti6Al7Nb. Przemysł Chemiczny, no.90,2011,s.84-90.
[11] Böhme O.: Electropolishing method for titanium. Patent EP 1 970 473 B1, 2006
[12] Łyczkowska E., Chlebus E, Lochyński P., Elektropolerowanie stali chromowo-niklowej, Przemysł Chemiczny, no.92,2013,s.1364-1366.

ELECTROPOLISHING OF Ti6Al7Nb ALLOY

Abstract: This paper presents review of methods for treatment of Ti6Al7Nb alloy surfaces which may be used as implants. Electro-chemical polishing is a process of improving micro smoothness and material brightness by anodic dissolving of the substrate in an electrolyte. Samples were electropolished in 2 electrolytes consisting of H_2SO_4, HF and org. additives. Ti6Al7Nb details after electrochemical polishing get better corrosion resistance and excellent visual effects. The roughness after EP was 0,08-0,13 Ra.

Ewelina MICHAŁEK, Agnieszka ŻYRA, Sylwia ŁAGAN, Instytut Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

BADANIE WŁAŚCIWOŚCI WYTRZYMAŁOŚCIOWYCH SZTUCZNYCH NACZYŃ KRWIONOŚNYCH

Streszczenie: Celem pracy było przeprowadzenie badań wytrzymałości na rozciąganie sztucznych naczyń krwionośnych wykonanych w Zakładzie Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki Politechniki Krakowskiej, z kauczuku silikonowego. Implanty poddano również ocenie przydatności wyrobów jako materiału szkoleniowego dla kardiochirurgów, celem określenia szczelności połączenia typu „by pass".

Słowa kluczowe: sztuczne naczynia krwionośne, biofunkcjonalny implant, badania wytrzymałościowe

1. WSTĘP

Wytwarzanie biofunkcjonalnych oraz biozgodnych implantów o zaprojektowanych właściwościach staje się nadrzędnym zadaniem współczesnych inżynierów biomedycznych. Jedną z wielu dziedzin korzystających z osiągnięć inżynierii jest chirurgia naczyniowa, dla której poszukuje się rozwiązań zarówno materiałów jak i technik pozwalających uzyskać trwałe rezultaty leczenia. Techniki wytwarzania sztucznych naczyń krwionośnych przeżywają obecnie intensywny rozwój [2,5,7,14,16,18,20,22], proponując chirurgom rozszerzenie stosowanych metod rekonstrukcji zmienionych chorobowo naczyń. Współcześnie wykorzystywane autografty naczyniowe, pozyskuje się podczas pobrań wielonarządowych od dawców narządów ze stwierdzoną śmiercią mózgową [11,21,23,24]. Przechowywanie homograftów naczyniowych metodą zimnego niedokrwienia tj. w temperaturze +4 [°C] związane jest ze spadkiem trwałości ściany przeszczepu i zmianami wstecznymi śródbłonka dla metody głębokiego zamrażania homograftu tętniczego i żylnego [10,11,23,24]. Jednak większą zdolność wgajania się posiada autogenny materiał tkankowy. Stosowanie autoprzeszczepu ograniczone jest ze względu na długość oraz stan naczyń krwionośnych, które mogą zostać pobrane od chorego i wszczepione w miejsce wymagające rekonstrukcji [10]. W przypadku braku możliwości zastosowania wymienionych metod terapeutycznych, wykorzystywane są np. dziane protezy naczyniowe z obustronną welurową powierzchnią [19]. Na przestrzeni ostatnich lat wprowadzono do praktyki klinicznej kilka rodzajów sztucznych protez: dakronowe, dakronowe uszczelniane kolagenem lub albuminami, politetrafluoroetylenowe itp. [4,12,19]. Również najnowsze trendy inżynierii tkankowej pozwalają wygenerować implant aktywujący tkankę do podjęcia procesu naprawczego. Wykonane z biodegradowalnych materiałów tzw. 3D-scaffoldy, czyli przestrzenne rusztowania, na których będzie możliwe odbudowanie lub zregenerowanie uszkodzonych narządów lub tkanek nadal jednak pozostaje kosztowną technologią [6,7,9,13]. Każdy wyrób medyczny podlega wielu badaniom zanim zostanie dopuszczony na rynek medyczny.

Procedury dopuszczenia wyrobu do zastosowań klinicznych wymagają tzw. dobrych praktyk, a te związane są z dużymi nakładami wiedzy, finansów i czasu.

Pomimo wysiłków inżynierów biomedycznych w wytwarzaniu biofunkcjonalnych protez naczyniowych istnieje pewna graniczna wartość średnicy naczyń trudna do uzyskania wspomnianymi metodami <5 [mm] i niosąca za sobą również komplikacje kliniczne[5,11].

2. CEL PRACY

Nauka o naczyniach odróżnia dwa rodzaje rozgałęzień. Pierwsze z nich to naczynia włosowate, drugie to tętnice, żyły i naczynia chłonne obwodowe. Ściany naczyń włosowatych posiadają jedną warstwę (śródbłonek), podczas gdy w pozostałych przypadkach śródbłonek wzmocniony jest od zewnątrz dodatkowymi warstwami. Włókna klejodalne wpływają na odporność naczyń krwionośnych natomiast włókna sprężyste i komórki mięśni gładkich wpływają na rozciągliwość i kurczliwość, przez co wspomagają pracę serca [8,15]. W przypadkach wielu chorób układu naczyniowego dochodzi do zmian w obrębie światła naczynia zarówno zwężenia jak i rozszerzenia, związane jest to również z lokalnymi lub ogólnoustrojowymi zmianami właściwości fizycznych naczyń.

Celem pracy jest analiza parametrów mechanicznych sztucznych naczyń krwionośnych wytworzonych w warunkach laboratoryjnych oraz ocena ich przydatność w procesie szkolenia kardiochirurgów. Badania mechaniczne sztucznych naczyń krwionośnych zrealizowano podczas testów rozciągania. Otrzymane wyniki porównano z dostępnymi danymi literaturowymi dotyczącymi badań mechanicznych naturalnych naczyń krwionośnych.

„By-pass" to jedna z metod kardiochirurgii wymagająca stosowania autoprzeszczepów lub wszczepów syntetycznych w celu mostowania niedrożnych naczyń krwionośnych. Sztuczne naczynia krwionośne w aspekcie coraz większej populacji osób ze zdiagnozowaną niewydolnością naczyń stają się szansą nie tylko dla pacjentów, ale również dla lekarzy nabywających umiejętności zespalania jak i przeszczepiania naczyń. Złożoność budowy i funkcjonalności naczyń wpływa na konieczność żmudnego praktykowania przez chirurgów celem uzyskania optymalnych połączeń.

Trudności w dostępie do materiału ćwiczeniowych dla lekarzy, a w szczególności w uzyskaniu materiału biologicznego wydłuża czas zdobywania praktyki zawodowej. Skłania to do poszukiwań rozwiązań tańszych i dostępnych, aczkolwiek spełniających pewne wymagania jak w przypadku naczyń uzyskiwanie szczelności połączenia, dobre właściwości hemodynamiczne, sprężystość czy elastyczność. Proponowane sztuczne naczynie krwionośne mają za zadanie sprostać tym oczekiwaniom, nie są one jednak przeznaczone do implantowania w organizmie żywym.

3. MATERIAŁ I METODY

3.1. Materiał

W warunkach laboratoryjnych Zakładu Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki Politechniki Krakowskiej wytworzono sztuczne naczynia krwionośne o zróżnicowanej grubości ścianki oraz średnicy zewnętrznej. Wytworzono je na bazie silikonowego kauczuku Gumosil M, Zakładów Chemicznych „Silikony polskie" Nowa Sarzyna przeznaczonego do wyrobu miękkich i elastycznych form. Jest do dwuskładnikowy kauczuk wulkanizujący w temperaturze pokojowej (RTV – Room Temperature Vulcanizing), po dodaniu do pasty kauczuku katalizatora 81R. Kauczuk dodatkowo wzmocniono włóknem lnianych celem

próby oddania złożonej budowy naczyń krwionośnych. Parametry fizyczne protez opisano poprzez: średnicę zewnętrzną d_z=5,88±0,23[mm], grubość ścianki t=0,88±0,20[mm], długość bazy pomiarowej l=100±1[mm].

3.1. Metody

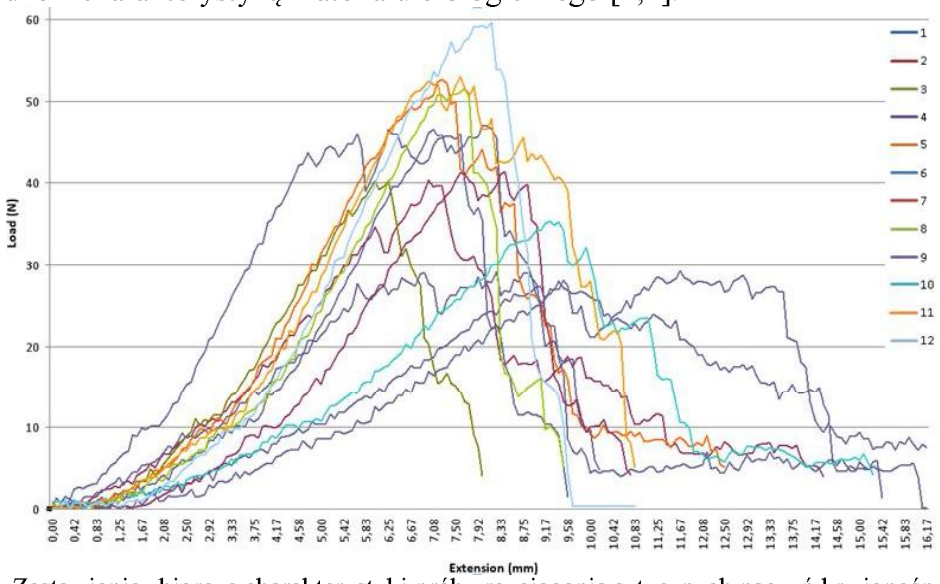
Wytworzone protezy naczyniowe poddano testom rozciągania na maszynie wytrzymałościowej MTS Insight z głowicą 50 [kN] na 12-stu losowo wybranych próbkach. Wszystkie próby realizowano w temperaturze pokojowej (22[°C]) oraz oznaczonej wilgotności powietrza 50 [%]. Prędkość rozciągania przyjęto na poziomie 10 [mm/min], jest to parametr, który znacząco wpływa na wyniki pomiarów materiałów polimerowych zgodnie z normami (PN−EN ISO 527−2) może wynosić od 1 [mm/min] do 500 [mm/min], dla elastomerów silikonowych 25 [mm/min].

Dodatkowo wykonano testy rozciągania pięciu próbek materiału bazowego (jednowarstwowa tafla kauczuku silikonowego wzmacnianego włóknem) celem wyznaczenia charakterystyk wytrzymałościowych materiału.

Przeprowadzono również próby palpacyjne oraz szczelności połączenia podczas zszywania protez przez lekarzy kardiochirurgów z Krakowskiego Szpitala Specjalistycznego im. Jana Pawła II w Krakowie.

4. OMÓWIENIE I DYSKUSJA WYNIKÓW

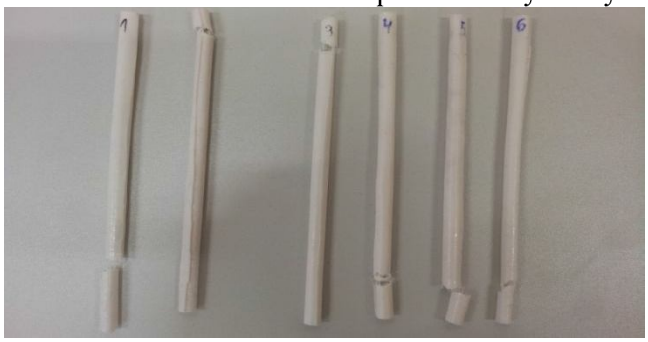
W efekcie zrealizowanych eksperymentów otrzymano charakterystyki przebiegu procesu zniszczenia oraz wartości sił niszczących, co pozwala na uzyskanie wartości zarówno wytrzymałości na rozciąganie jak i ocenę energii zniszczenia. Przykładowy wykres ilustrujący przebieg prób przedstawia rysunek nr 1. Widoczne na wykresie są charakterystyczne trzy obszary zgodne z charakterystyką materiału biologicznego [1,3].



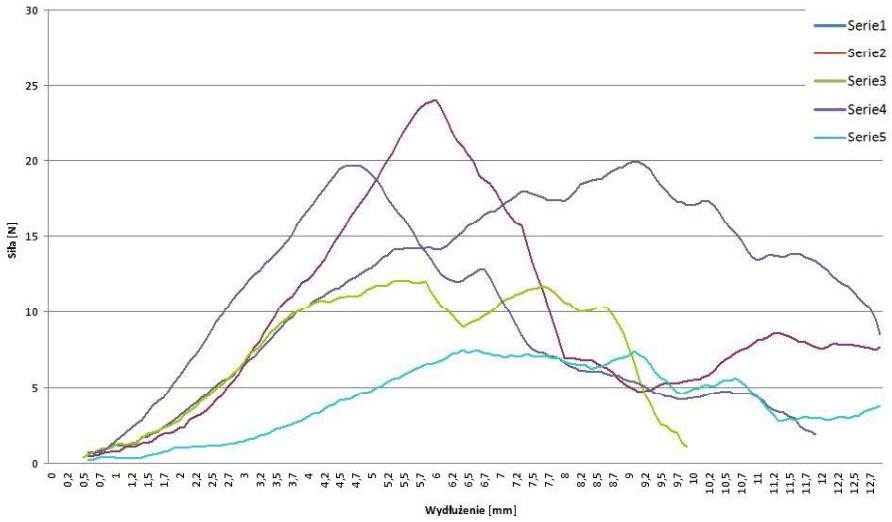
Rys.1. Zestawienie zbiorcze charakterystyki próby rozciągania sztucznych naczyń krwionośnych

Pozyskane w badaniu dane umożliwiają wyznaczenie modułu Younga, a w konsekwencji przeprowadzenie wstępnej oceny przydatności zastosowanej technologii wytwarzania sztucznych naczyń krwionośnych. Otrzymane wyniki w porównaniu z dostępnymi rezultatami prac badawczych [1,3,17] wskazują na pewne podobieństwa i różnice. W niniejszej pracy nie analizowano rozciągania w kierunku radialnym, co należy uzupełnić, ponieważ etap ten jest niezbędny do rozpoczęcia procesu projektowania biofunkcjonalnego

implantu odwzorowującego parametry mechaniczne naturalnych naczyń krwionośnych. Rysunek numer 2 przedstawia charakter zniszczenia protez naczyniowych.



Rys.2. Widok wybranych próbek sztucznych naczyń krwionośnych po próbie rozciągania



Rys.3. Wykres próby rozciągania próbek kauczuku silikonowego wzmacnianego włóknem

Tabela 1. Tabela wyników

Nr próbki	Średnica zewnętrzna d_z [mm]	Grubość ścianki t [mm]	Siła maksymalna F_{max} [N]	Wydłużenie przy zerwaniu ΔL [mm]	Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]
1	6.00	0.80	27,987	16,4	2,14
2	6.10	0.60	40,355	14,4	3,63
3	5.83	0.70	40,260	8,2	3,54
4	5.55	1.10	29,147	16,0	1,90
5	5.98	0.75	52,745	10,5	4,28
6	5.55	1.05	41,347	11,2	2,77
7	6.15	1.15	47,117	10,6	2,61
8	5.78	0.80	51,602	9,9	4,07
9	5.90	0.95	29,205	16,4	1,90
10	5.50	0.70	35,406	15,7	3,35
11	5.28	0.70	53,045	11,3	5,25
12	5.90	0.75	59,652	9,8	3,20

Zadowalające wyniki uzyskano również poddając uzyskane wyroby testach palpacyjnych przez kardiochirurgów z Krakowskiego Szpitala Specjalistycznego im. Jana Pawła II w Krakowie. Pozytywne rezultaty uzyskano pod względem łatwości docinania, doginania oraz oceny szczelności uzyskiwanych połączeń typu „by pass”.

W dalszych badaniach planowana jest optymalizacja parametrów wytrzymałościowych (wytrzymałości na rozciąganie, modułu Younga) oraz oznaczenie anizotropii materiału podczas prób rozciągania w kierunkach wzdłużnym i poprzecznym ścianki protezy oraz wzdłużnym i radialnym wyrobu.

5. LITERATURA

[1] Balazs T., Bognar E., Zima E., Bobranszky J.: Mechanical properties of coronary vein – in vitro evaluation of longitudinal and transversal samples, Magyar Biomechanikai Konferencia – A-0032

[2] Desai M., Seifalian A., Hamilton G.: Role of prosthetic conduits in coronary artery bypass grafting, European Journal of Cardio-thoracic Surgery 40 (2011) 394-398

[3] Hamedani B., Navidbakhsh M., Tafti H.: Comparison between mechanical properties of human saphenous vein and umbilical vein, BioMedical Engineering OnLine 2012, 11:59

[4] Janczak D., Pupka A., Skóra J., Szyber P., Czapla B.: Zastosowanie protez naczyniowych politetrafluoroetylenowych pokrytych heparyną dla potrzeb hemodializy, Polimery w Medycynie, T. 40, Nr 4, 2010. s. 35-39

[5] Kannan R., Salacinski H., Butler P., Hamilton G., Seifalian A.: Current status of prosthetic bypass grafts: A review, Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, vol. 74B, Issue 1, 2005, pp.570-581

[6] Laflamme K., Roberge C.J., Labonté J., Pouliot S., D'Orléans-Juste P., Auger F.A., Germain L.: Tissue-engineered human vascular media with a functional endothelin system, Circulation, vol. 111, 2005, p.459-464

[7] Łukasiewicz A., Drewa T., Molski S.: Postępy w inżynierii naczyń krwionośnych, Pol. Merk. Lek., 2007, XXIII, 138, 439

[8] Marciniak T.: Anatomia prawidłowa człowieka, tom II, Wrocław 1991

[9] McKenna K., Hinds M., Sarao R., Wu P., Maslen C., Glanville R., BabcockD.,Gregory K.: Mechanical Property Characterization of Electrospun, Recombinant Human Tropoelastin for Vascular Graft, Biomaterials Acta Biomater. 2012 January ; 8(1): 225–233

[10] Pupka A., Abrahamów A., Szyber P.: Biomateriały i materiał tkankowy w leczeniu zakażeń protez naczyniowych, 2005

[11] Pupka A., Frydecka I., Polak W., et al.: Zastosowanie allogenicznych przeszczepów tętniczych w leczeniu infekcji protez naczyniowych w zależności od sposobu przechowywania allograftu i leczenia immunosupresyjnego, Adv. Clin. Exp. Med. (2003) 12, s.703-710.

[12] Pupka A., Janczak D., Szyber P.: Protezy politetrafluoroetylenowe pokryte heparyną w zabiegach rewaskularyzacji kończyn dolnych, Polimery w Medycynie, T. 40, Nr 1, 2010, s.9-14

[13] Rashid, S. T., Fuller, B., Hamilton, G., Seifalian, A. M.: Tissue engineering of a hybrid bypass graft for coronary and lower limb bypass surgery, FASEB J. 22, 2008, p.2084–2089

[14] Salacinski H., Goldner S., Giudiceandrea A., Hamilton G., Seifalian A., Edwards A., Carson R.: The mechanical behavior of vascular grafts: a review, J Biomater Appl; vol,15(3): 2001, p. 241-78

[15] Sawicki W.: Histologia, wydanie IV, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2005

[16] Skóra J., Pupka A.: Występowanie komórek reakcji zapalnej w zespoleniach naczyniowych politertrafluoroetylenowych protez naczyniowych z układem tętniczym, Polimery w Medycynie, T. 41, Nr 2, 2011, s.3-11

[17] Sokolis D.: Passive mechanical properties and constitutive modeling of blood vessels in relation to microstructure, Med Biol Eng Comput (2008) 46:1187–1199
[18] Soldani G, Losi P, Bernabei M, Burchielli S, Chiappino D, Kull S, Briganti E, Spiller D.: Long term performance of small-diameter vascular grafts made of a poly(ether)urethane-polydimethylsiloxane semi-interpenetrating polymeric network, Biomaterials vol.31(9), 2010, p.592-605
[19] Struszczyk M., Bednarek P., Raczyński K.: Poliestrowe protezy naczyniowe, Polimery w Medycynie, T. XXXII, Nr 1-2 , 2002, s.13-22
[20] Tai N., Salacinski H., Edwards A., Hamilton G., Seifalian A.: Compliance properties of conduits used in vascular reconstruction, Br J Surg, vol. ;87(11), p.1516-24
[21] Vogt P.R., Brunner-LaRocca H.P., Lachat M.,.et al.: Technical details with the use of cryopreserved arterial allografts for aortic infection: influence on early and midterm mortality, J. Vasc. Surg., 35, 2002, p.80-86
[22] Xue L, Greisler HP.: Biomaterials in the development and future of vascular grafts, J Vasc Surg, vol.37(2), 2003, p.472—80
[23] Zapalski S, Pukacki F., Gabriel M.: Zastosowanie tętniczych przeszczepów allogenicznych w leczeniu chorych z zakażonymi protezami aortalnymi. Pol. Przegl. Chir., 70, 1998, s.488-493
[24] Ziaja K., Urbanek T., Bursig H., Dyląg S.: Homograft w leczeniu infekcji protez naczyniowych – wyniki wczesne i odległe, Pol. Przeg. Chir. 75, 2003, s.460-473

THE STUDY OF MECHANICAL PROPERTIES OF ARTIFICIAL BLOOD VESSELS

Abstract: Aim of this study was to test the tensile strength of artificial blood vessels made in the Department of Experimental Mechanics and Biomechanics, Technical University of Cracow, with silicone rubber. Implants were also assessing the suitability of the training material for cardiac surgeons to determine a seal of "by-pass". **Słowa kluczowe:** artificial blood vessels, biofunkcjonalny implant strength tests

Robert MICHNIK, Dominika SODZAWICZNA, Magdalena GOLIK, Karolina ZAJĄC,
Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

BADANIA STABILOGRAFICZNE PACJENTÓW Z MÓZGOWYM PORAŻENIEM DZIECIĘCYM

Streszczenie:W ramach pracy przeprowadzono badania zdolności utrzymywania równowagi dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym. Pomiary przeprowadzone na platformie stabilograficznej ZEBRIS FDM-S objęły grupę 16 dzieci. Główne parametry, które zostały wzięte pod uwagę to długość ścieżki oraz pole elipsypodparcia. Analizę wyników przeprowadzono uwzględniając podział grupy badanych na dzieci z diparezą oraz hemiparezą.Uzyskane wyniki porównano z rezultatami badań innych autorów.

Słowa kluczowe: badania stabilograficzne, mózgowe porażenie dziecięce, dipareza, hemipareza

1. WSTĘP

Mózgowe porażenie dziecięce jest zespołem przewlekłych i niepostępujących zaburzeń ośrodkowego układu nerwowego powstałych w wyniku uszkodzeń mózgu w czasie ciąży (20%), w okresie okołoporodowym (60%) lub w pierwszych latach życia (20%). Mózgowe porażenie dziecięce nie jest chorobą, ale zespołem objawów, które powstały na skutek uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego[1]. Jednym z objawów MPD są problemy z motoryką, m.in. problemy z utrzymaniem równowagi lub chodzeniem.

Celem niniejszej pracy była analiza miar opisujących proces utrzymywania równowagi u dzieci z mózgowym porażeniem przy pomocy platformy stabilograficznej. Takie badania mają na celu poznanie możliwości motorycznych badanych oraz późniejsze próby usprawniania ich ruchu.

Badania stabilograficzne opierają się na rejestracji sił reakcji podłoża, podczas utrzymywania równowagi przez badana osobę. W zależności od celu badania przeprowadza się je na różnych grupach osób oraz w różnych sytuacjach eksperymentalnych. Mogą nam one dostarczyć informacji na temat tego czy obie stopy wykonują takie same ruchy oraz jakie są różnice pomiędzy dzieckiem, a dorosłym w utrzymaniu równowagi ciała[2].

Badania stabilograficzne wykorzystywane są w wielu dziedzinach. Stanowią metodę diagnostyczną dostarczającą istotnych informacji o stanie układu utrzymywania równowagi człowieka. W medycynie wykorzystywane są do oceny różnych schorzeń oraz analizy zastosowanego leczenia i sprawdzania postępów rehabilitacji np. podczas rehabilitacji po endoprotezoplastyce stawu biodrowego, rehabilitacji po udarze mózgu, stabilografia dzieci z mózgowym porażeniem po leczeniu toksyną botulinową.

2. ANALIZA BADAŃ

2.1. Metodyka badań

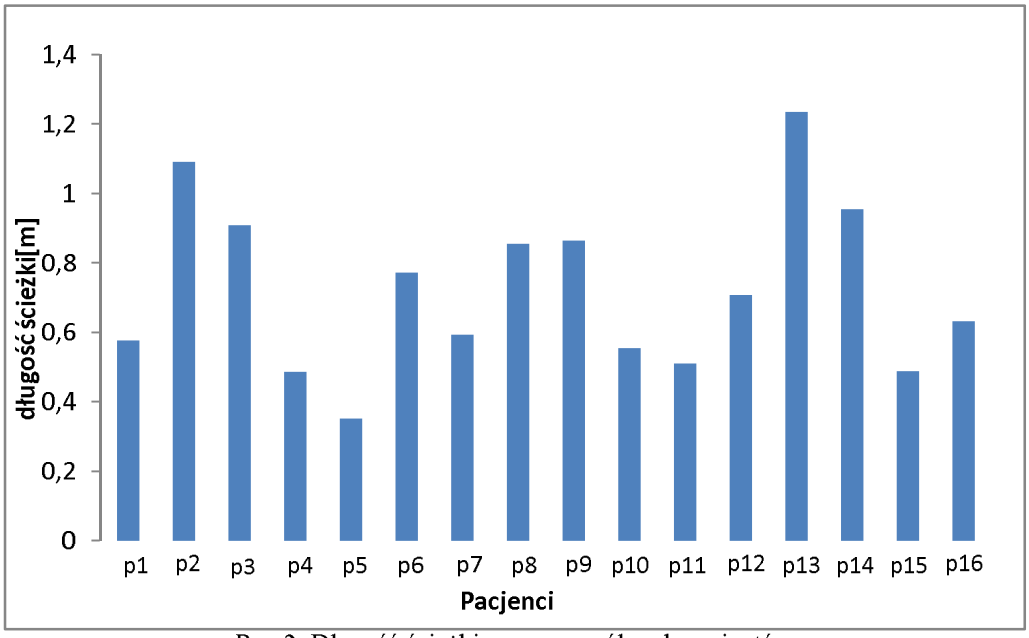
Grupę badanych stanowiło szesnaścioro dzieci, które były badane przed przystąpieniem do leczenia w Górnośląskim Centrum Zdrowia Dziecka im. Jana Pawła II. Pięcioro pacjentów ma porażenie mózgowe w postaci diparezy, natomiast reszta w postaci hemiparezy. Badane dzieci były w wieku od 3 do 18 lat.

Badania stabilograficzne przeprowadzono na platformie piezoelektrycznej KISTLER (rys. 1), która umożliwia rejestrację reakcji stopy względem podłoża podczas stania. Badane osoby stały nieruchomo na platformie przez 30s w pozycji pionowej. Platforma KISTLER zarejestrowała przebiegi sił reakcji podłoża oraz COP, natomiast do wyznaczenia reszty parametrów stabilograficznych wykorzystano program komputerowy napisany w środowisku MatLab[3].Do oceny zdolności utrzymywania równowagi przez badanych wykorzystano takie parametry stabilograficzne jak długość ścieżki i pole elipsy.

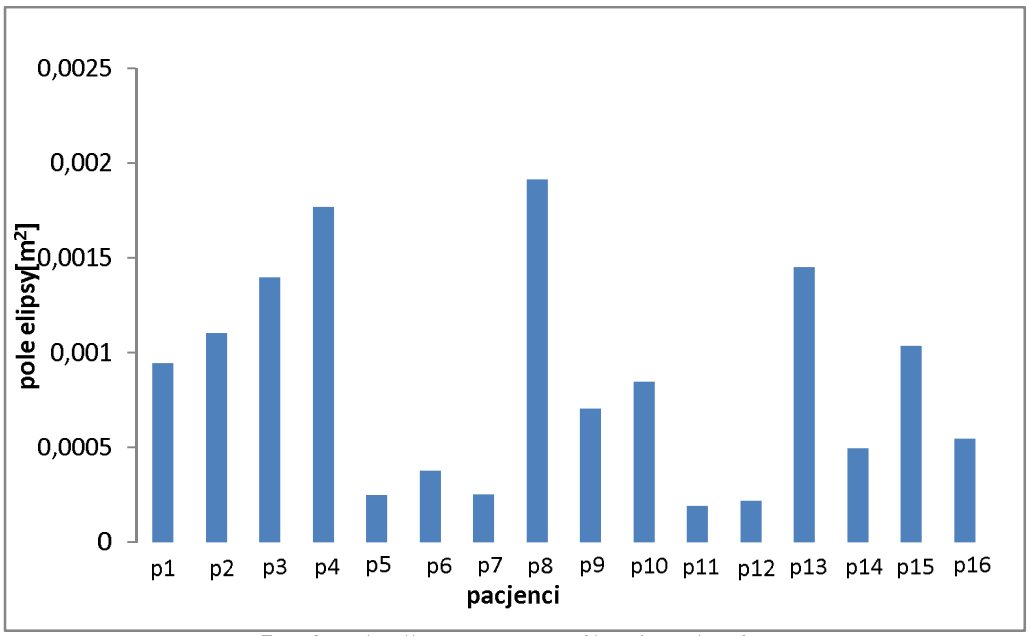
Rys.1. Rozmieszczenie markerów na powierzchni ciała dziecka w trakcie badaństabilograficznych

2.2. Wyniki badań

Wartości wyznaczonych parametrów stabilograficznych dla poszczególnych badanych dzieci przedstawiono na rys. 2 i rys. 3.



Rys.2. Długość ścieżki u poszczególnych pacjentów



Rys.3. Pole elipsy u poszczególnych pacjentów

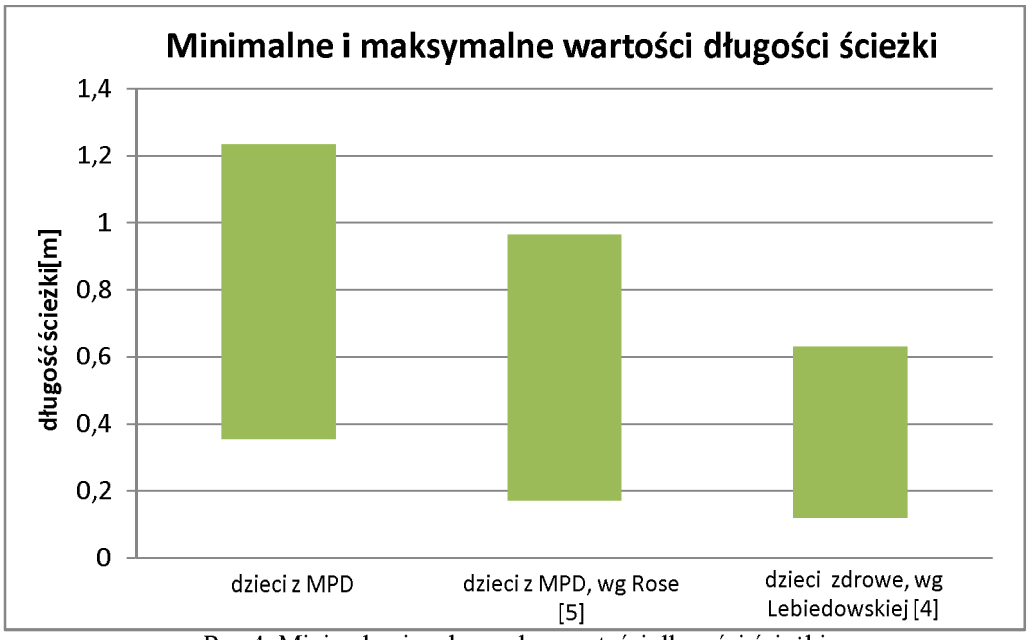
Uzyskane parametry stabilograficzne, zarówno wartości długości ścieżki jak i pola elipsy u przebadanych dzieci są zróżnicowane. Wartości długości ścieżki mieściły się w zakresie 0,353-1,235m, natomiast wartości pola elipsy 0,193 x 10^{-3}÷ 1,917 x $10^{-3}$$m^2$. Wynika to z różnego stopnia schorzenia u pacjentów.

Porównanie wartości minimalnych i maksymalnych długości ścieżki podparcia dla badanych dzieci z wynikami uzyskanymi przez dzieci zdrowe [4] oraz przez dzieci z MPD [5], przedstawiono na rys. 4.Na podstawie wykresu przedstawionego na rys.4 widać, że dzieci

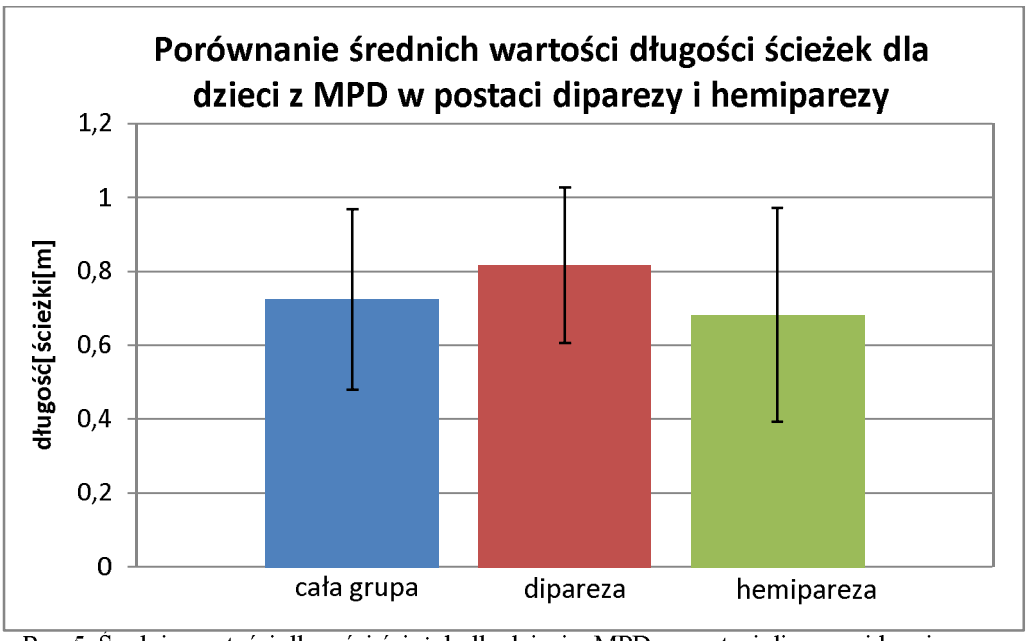
z MPD mają wyższe wartości długości ścieżek od dzieci zdrowych. Porównując wyniki badań własnych dzieci z MPD i dzieci zdrowych widać, że długość ścieżki dzieci chorych na porażenie dziecięce może być nawet trzy razy dłuższa. Różnice procentowe wynoszą od 59% do 66%. Tylko siedmioro z badanych dzieci mieści się w normie dzieci zdrowych (wg Lebiedowskiej).
Porównując wyniki badań dzieci z MPD wg Rose i dzieci zdrowych różnice są niewielkie (różnice procentowe wynoszą od 30% do 35%).

Warte uwagi jest również porównanie średnich wyników długości ścieżek i pola elipsy u dzieci z różnymi postaciami mózgowego porażenia dziecięcego, w tym wypadku diparezy i hemiparezy. Porównując średnią długość ścieżek (Rys.5) okazuje się, że dzieci z diparezą uzyskują większą wartość tego parametru niż dzieci z hemiparezą(o ok. 28%).

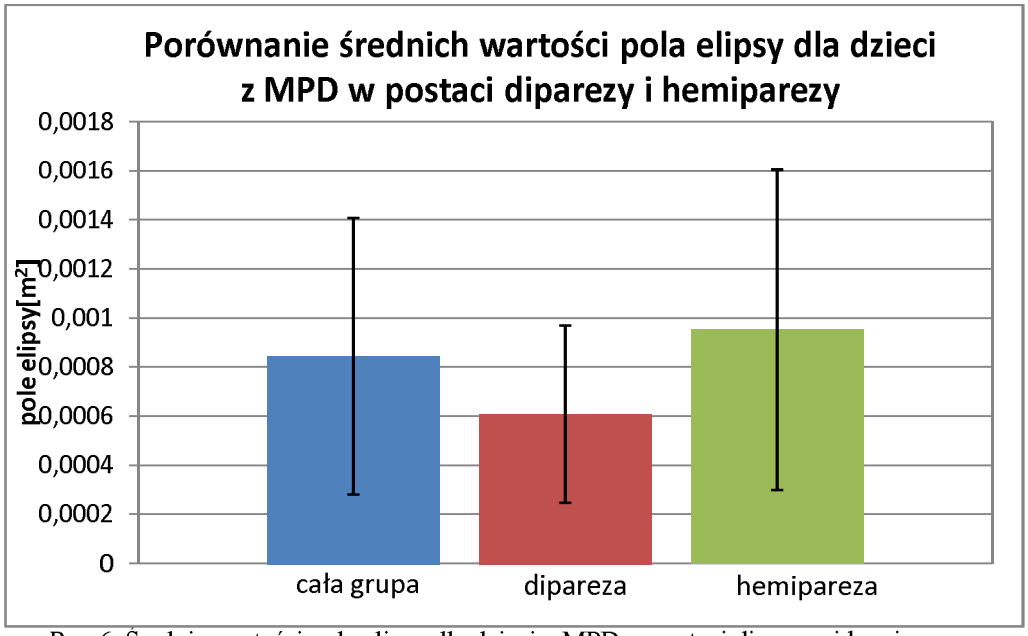
Porównując natomiast średnie wartości pola elipsy (Rys.6) również widać, że dzieci z diparezą uzyskują większą wartość tego parametru niż dzieci z hemiparezą. Różnice w uzyskanych wynikach dla pola elipsy są wyższe niż przy porównywaniu długości ścieżek na niekorzyść dzieci z diparezą(75%).Można zauważyć, że różnica między wartościami pola elipsy jest znacznie wyższa niż podczas porównania długości ścieżek dla obu postaci MPD.



Rys.4. Minimalne i maksymalne wartości długości ścieżki



Rys.5. Średnie wartości długości ścieżek dla dzieci z MPD w postaci diparezy i hemiparezy



Rys.6. Średnie wartości pola elipsy dla dzieci z MPD w postaci diparezy i hemiparezy

3. PODSUMOWANIE

Biorąc pod uwagę badania Lebiodowskiej i wsp. [4] na dzieciach zdrowych, można stwierdzić, że dzieci z MPDz mają dużo większą wartość całkowitej długości ścieżki. Natomiast w porównaniu do innych wyników dzieci z porażeniem mózgowym (badania Rose i wsp. [5]) wynika, że przebyta przez pacjentów ścieżka jest większa, ale tylko nieznacznie.

Jeśliweźmiemy pod uwagęwynikidzieci z dipareząihemiparezą możemyzauważyć, żedzieci z diparezą przebywająkrótszą ścieżkęoddzieci z hemiparezą.Może mieć na to wpływ fakt, iż hemipareza jest lżejszą postacią MPD niż dipareza, hemipareza pozwala na samodzielne chodzenie, natomiast przy diparezie jest to utrudnione (wyprost kolan przy zgięciu bioder bądź stawanie na ugiętych kolanach i przywiedzionych nogach). Również jest to widoczne przy analizie średnich wartości pola elipsy.

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

LITERATURA

[1] ZabłockiK.J.: Mózgowe porażenie dziecięce w teorii i terapii. Warszawa, 1998, s.9-10
[2] Sobera M.:Równowaga ciała w naturalnej pozycji stojącej u małych dzieci i osób dorosłych, Promocja zdrowia w hierarchii wartości, tom V, pozycja 487,2005
[3] Winczura K.: Badania zdolności utrzymywania równowagi dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym, Praca dyplomowa inżynierska, Gliwice, 2013
[4] Lebiedowska K. M., Syczewska M.: Invariant sway properties in children, Gait and Posture, Vol. 12, 2000, str. 200-204
[5] Rose J., Wolff D. R., Bloch D. A., Oehlert J. W.: Gamble J. G., Postural balance in children with cerebral palsy, Dev Med Child Neurol., Vol. 44, 2002, str. 58-63

STABILOGRAPHIC RESEARCHES OF PATIENTS WITH CEREBRAL PALSY BEING TREATED WITH BOTULINUM TOXIN

Abstract: This essay focuses on the ability to maintain a balance by children with cerebral palsy. Test group included 16 children (5 with diparesis and 11 with hemiparesis). Measurements were carried out on the Zebris FDM-S stabilographic platform. The main parameters that were taken into consideration were the length of the track and the support ellipse area. Final analysis contains the results of children division into two groups – withdiperesis and hemiparesis. Results were compared with research carried out by the other authors.

Justyna MIODOWSKA, Magdalena KROMKA-SZYDEK Instytut Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków
Magdalena JĘDRUSIK-PAWŁOWSKA Zakład Chirurgii Stomatologicznej Katedry Chirurgii Czaszkowo-Szczękowo-Twarzowej, Śląski Uniwersytet Medyczny

MODELOWANIE WIÓRÓW KOSTNYCH STOSOWANYCH JAKO PRZESZCZEPY W REKONSTRUKCJI ŻUCHWY

Streszczenie: Celem pracy była próba zamodelowania wiórów kostnych stosowanych jako przeszczepy w rekonstrukcji żuchwy. Przeprowadzono analizy wytrzymałościowe metodą elementów skończonych MES modeli zrekonstruowanej żuchwy przy obciążeniu na zęby przednie oraz boczne siłą sumaryczną równą 100N. Przypadki analizowane były ze względu na udział objętościowy wiórów kostnych w przeszczepie oraz wielkość elementu użytego do symulacji. Praca stanowi pierwszy etap badań mających na celu opracowanie sposobu modelowania zrostu i odtworzenia układu żuchwa-przeszczep z użyciem różnych materiałów rekonstrukcyjnych.

Słowa kluczowe: wióry kostne, modelowanie MES, rekonstrukcja żuchwy

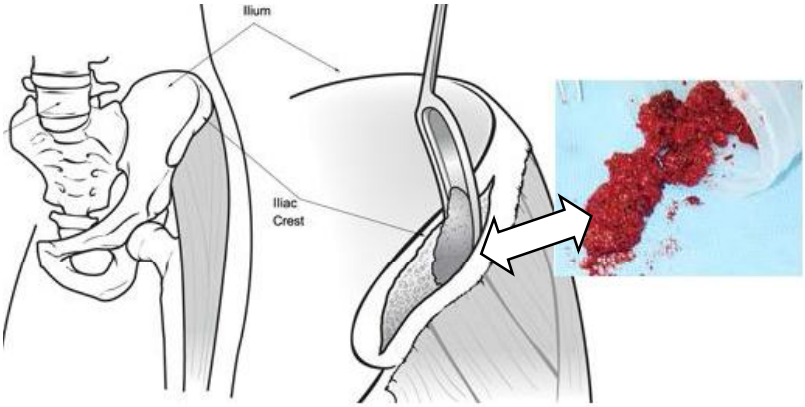
1. WSTĘP

Żuchwa ludzka jest złożoną, trójwymiarową kością, której wyjątkowy kształt stwarza ogromną trudność w dokładnym jej odtworzeniu, po częściowej nawet resekcji. Celem rekonstrukcji chirurgicznej jest estetyczne odtworzenie ciągłości uszkodzonych tkanek, jak również przywrócenie im funkcji. Wskazania estetyczne dotyczą szczególnie zachowania symetrii twarzy przez odtworzenie anatomicznego kształtu resekowanych odcinków (zwłaszcza trzonu żuchwy), a wskazania czynnościowe obejmują przywrócenie prawidłowych warunków zwarciowych, czynności żucia, mowy i oddychania.

Odbudowa i regeneracja tkanki kostnej jest możliwa głównie dzięki mechanizmowi osteogenezy - zdolności osteoblastów do odbudowy tkanki kostnej [6].

Do najczęściej stosowanych materiałów rekonstrukcyjnych należą: przeszczepy kostne (najczęściej autogenne) oraz substytuty kości (rys. 1). Jednym z stosowanych materiałów autogennych są wióry kostne (rys. 2) pobierane z talerza kości biodrowej pacjenta i używane do wypełniania mniejszych ubytków.

Rys. 1 Substytuty kości w formie granulatu [7], wiórów [8] oraz bloku [9]



Rys. 2 Przeszczep autogenny w postaci wiórów kostnych oraz technika ich pobrania z kości biodrowej [10, 11]

2. METODYKA PRACY

Celem przedstawionej pracy było podjęcie próby komputerowego zamodelowania złożonej struktury anatomicznej jaką są wióry kostne, wykorzystywane jako przeszczepy w rekonstrukcji żuchwy. Do analizy wykorzystano przypadek kliniczny rekonstrukcji żuchwy opisany dokładnie w pracy Jędrusik-Pawłowska M., Kromka-Szydek M., et al., 2013.

Zamodelowano ubytek kości niepełnej grubości o długości 10 mm wypełniony przeszczepem w postaci wiórów kostnych pobranych z kości biodrowej, stabilizowany 7-mio oczkową płytą rekonstrukcyjną 2,4 Synthes z użyciem 4-ech śrub UniLock. Odłamy kostne zostały zamodelowane tak aby odtworzyć kształt kikutów kostnych i ich rekonstrukcję po zabiegu operacyjnym.

Z części modelu (rys. 3) reprezentującej przeszczep zostały wyselekcjonowane elementy, które zamodelowano jako wióry. Pozostałe elementy zostały zamodelowane jako elementy morfotyczne i osocze krwi (rys. 4). Modelowanie różnic we właściwościach zostało przeprowadzone poprzez zmianę stałych materiałowych: modułu Younga oraz współczynnika Poissona dla obu struktur (tabela 1).

Przeprowadzono analizy wytrzymałościowe metodą elementów skończonych MES modelu zrekonstruowanej żuchwy, przy schemacie obciążania przez mięśnie. Rozpatrzono dwa przypadki: obciążenie zębów siecznych oraz zębów bocznych siłą o wartości sumarycznej 100 N. Przyjęta wartość obciążenia może wydawać się zbyt duża zwłaszcza w przeprowadzanych analizach przebiegu procesu zrostu kości przy rekonstrukcji. Należy jednak pamiętać, że w niektórych sytuacjach pacjenci z bruksizmem mogą generować obciążenia wielokrotnie większe niż przeciętny człowiek. Przyjęta wartość ma charakter umowny i w przypadku zmian liniowych umożliwia ocenę rozkładu zmian naprężenia. Podobne wielkości siły są również przyjmowane w pracach innych autorów [4].

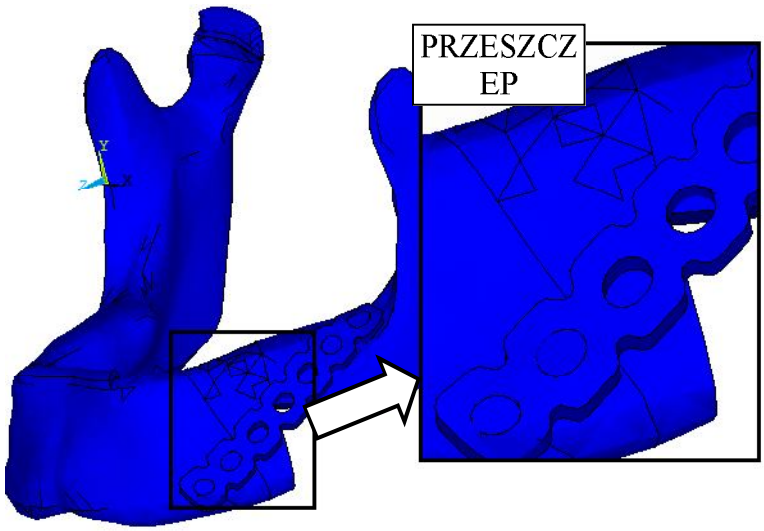
Tab.1 Stale materiałowe materiałów użytych w analizie

	moduł Younga E [MPa]	współczynnik Poissona ν
elementy morfotyczne i osocze krwi	2	0,49
wióry kostne	800	0,32
kość żuchwy	18000	0,32
krążek stawowy	50	0,45
kość skroniowa	15000	0,32
płyta rekonstrukcyjna	108000	0,30
śruby	108000	0,30

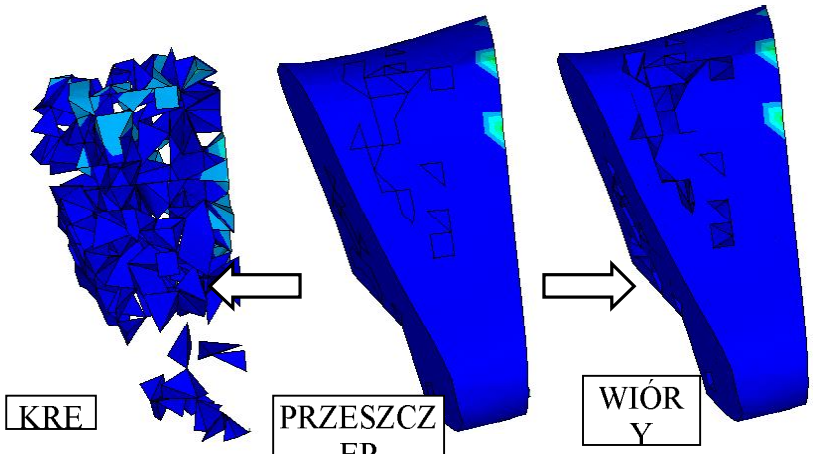
W modelu uwzględniono działanie mięśni: żwacza, skroniowego, skrzydłowego bocznego oraz przyśrodkowego, które są najczęściej uwzględniane również przez innych autorów (Groning 2011, Fricova 2006, Kober 2001), a więzy zostały nałożone w zależności od przypadku: na zęby przednie (siekacze) [1] lub boczne (przedtrzonowe i trzonowe) [3].
W modelu uwzględniono także uproszczony, ruchomy staw skroniowo-żuchwowy.

Analizie wytrzymałościowej MES zostały poddane kość żuchwy i przeszczep oraz płyta rekonstrukcyjna. Szczególnej ocenie podlegały obszary na granicy kości żuchwy i przeszczepu (linie osteotomii dystalnej i proksymalnej) ponieważ są to rejony, w których obserwowane są procesy zaniku bądź przeciążenia tkanki kostnej [1].

Analizowano przypadki ze względu na:
- procentowy udział objętościowy wiórów kostnych w całym przeszczepie: 50%, 75% i 85%,
- zmienną wielkość elementu wynikającą z różnego stopnia zagęszczenia siatki mesh: 1,66 i 2,4.



Rys. 3. Model żuchwy wraz z umiejscowieniem przeszczepu



Rys. 4. Zamodelowany przeszczep żuchwy z podziałem na wióry kostne oraz krew

Dodatkowo przeprowadzono dwie analizy symulujące kolejne etapy zrostu kostnego. Wartości przyjętych stałych materiałowych dla kolejnych etapów podano w tabeli 2.

Tab. 2 Zmiany wartości modułu Younga [MPa] dla kolejnych etapów zrostu kostnego

kolejne etapy zrostu kostnego	1	2	3	4	5
elementy modelu symulujące elementy morfotyczne i osocze krwi	2	50	100	200	500
elementy modelu symulujące wióry kostne	800	800	800	1000	1200

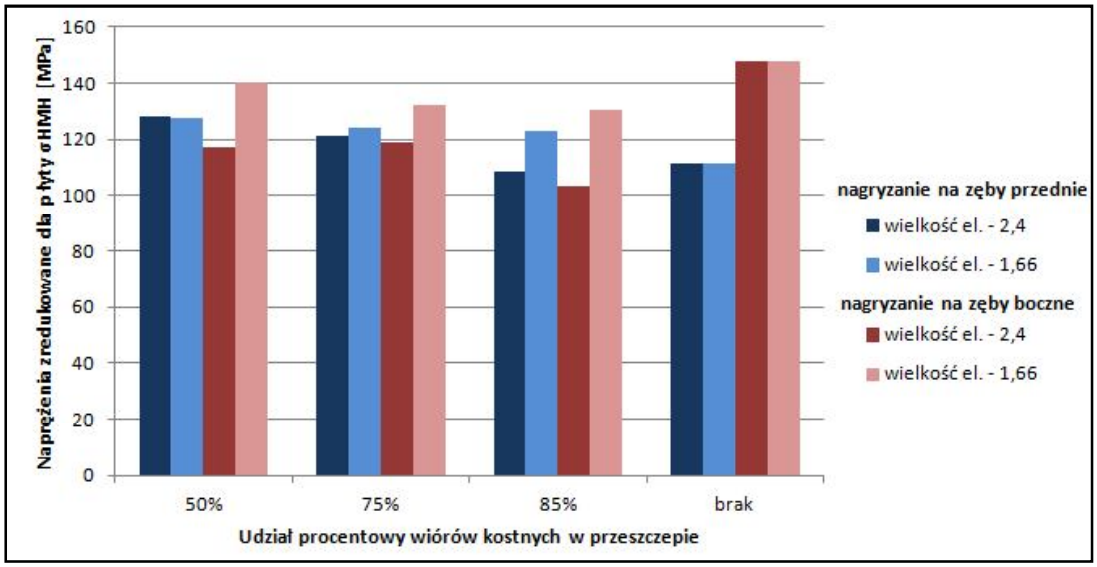
Przedstawione w tabeli zmiany modułu Younga elementów modelujących przeszczep kostny w postaci wiórów kostnych zmieniają wartość, tak aby zobrazować proces przebudowy (wgajania) przeszczepu. W pracy zostały zastosowane metody przybliżonego modelowania z wykorzystaniem zmian stałych materiałowych w obrębie przeszczepu oparte na inżynierskim rozumieniu i próbie modelowania zjawiska zrostu. Autorzy nie starali się zamodelować ciągłego procesu przebudowy (wgajania) przeszczepu kostnego, a głównym celem była ocena biomechanicznej pracy odtworzonego układu żuchwa-przeszczep-płyta.

3. WYNIKI ANALIZ

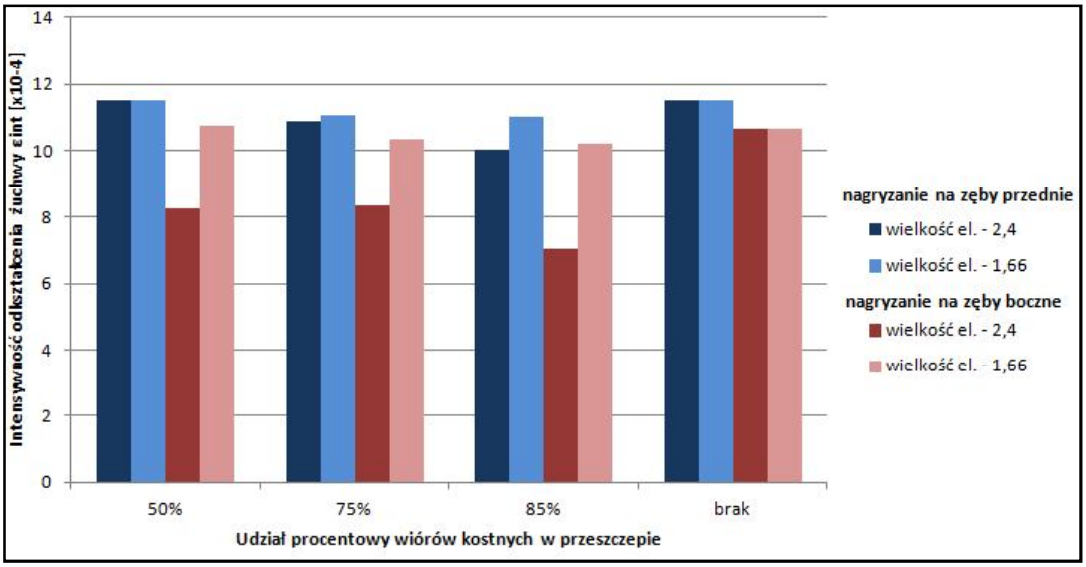
Zmiany zachodzące w tkankach żuchwy i przeszczepu oraz w elementach stabilizujących, oceniano na podstawie wybranych wielkości wytrzymałościowych. Dla określenia wytężenia płyt rekonstrukcyjnych przyjęto wielkość naprężenia zredukowanego według hipotezy Hubera-Miesesa-Henky'ego - σ_{HMH} [MPa]. Natomiast do analizy tkanek twardych żuchwy i przeszczepów przyjęto intensywność odkształceń – ε_{int} jako miarę wytężenia kości.

Na wybór ten miał wpływ fakt, iż zmiana rozkładu odkształceń jest najważniejszym czynnikiem stymulującym adaptacyjną odpowiedź tkanki kostnej na oddziaływanie pola odkształceń mechanicznych [5].

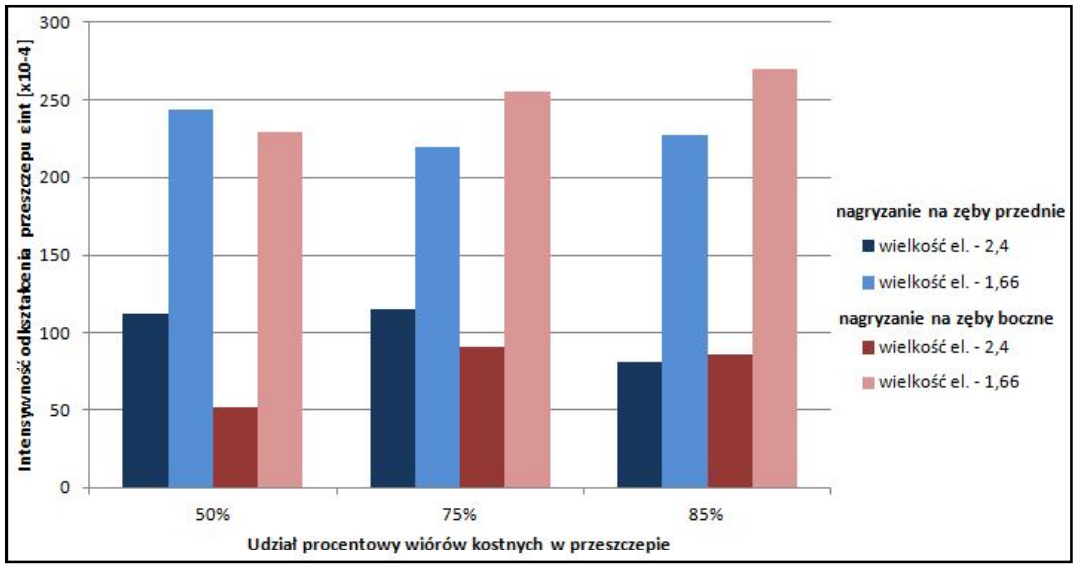
Poniżej przedstawiono wyniki analiz przeprowadzonych ze względu na udział procentowy wiórów kostnych w przeszczepie w dwóch przypadkach nagryzania: na zęby przednie i zęby boczne. Na wykresie uwzględniono także dane dotyczące sytuacji, w której nie modelowano w ogóle przeszczepu (oznaczenie na wykresie – 'brak').



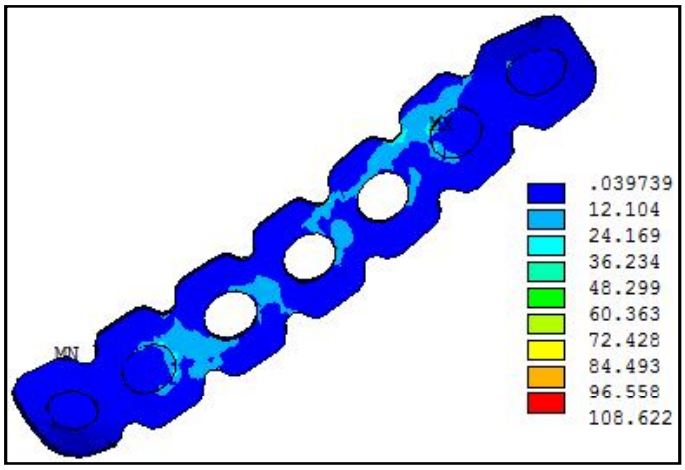
Rys. 5 Wartości naprężenia zredukowanego dla płyty σ_{HMH} [MPa]



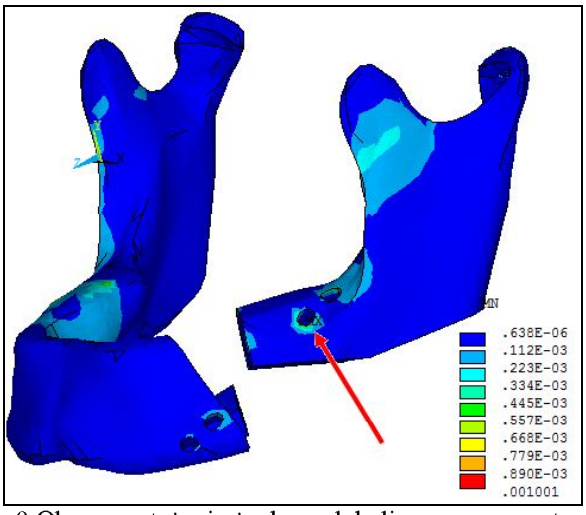
Rys. 6 Wartości intensywności odkształcenia dla żuchwy ε_{int}



Rys. 7 Wartości intensywności odkształcenia dla przeszczepu ε_{int}

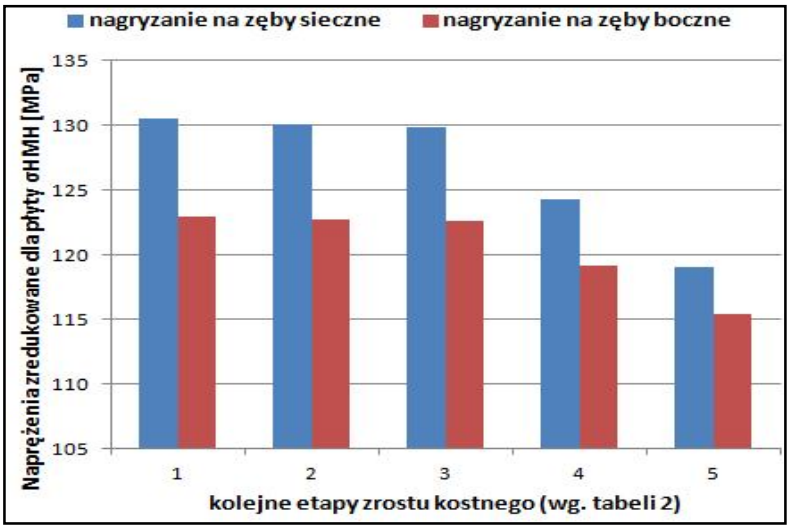


Rys. 8 Rozkład naprężeń w płycie rekonstrukcyjnej

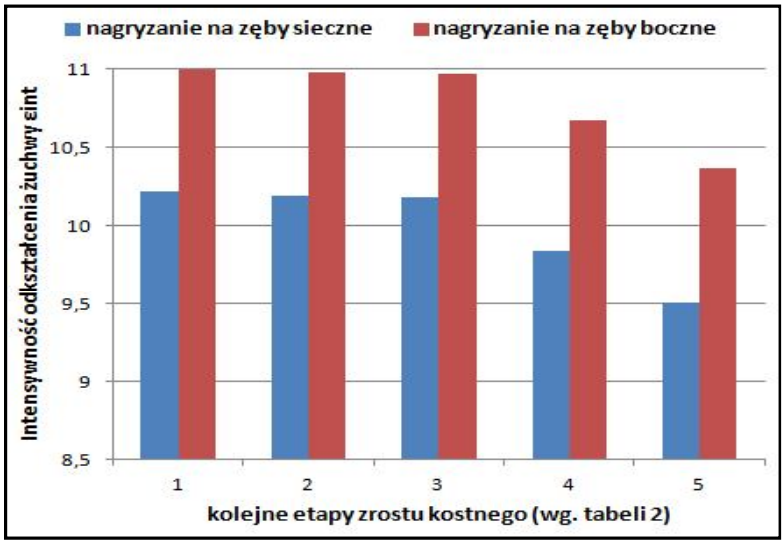


Rys. 9 Obszar wytężenia żuchwy zlokalizowany przy otworze znajdującym się bliżej linii osteotomii dystalnej

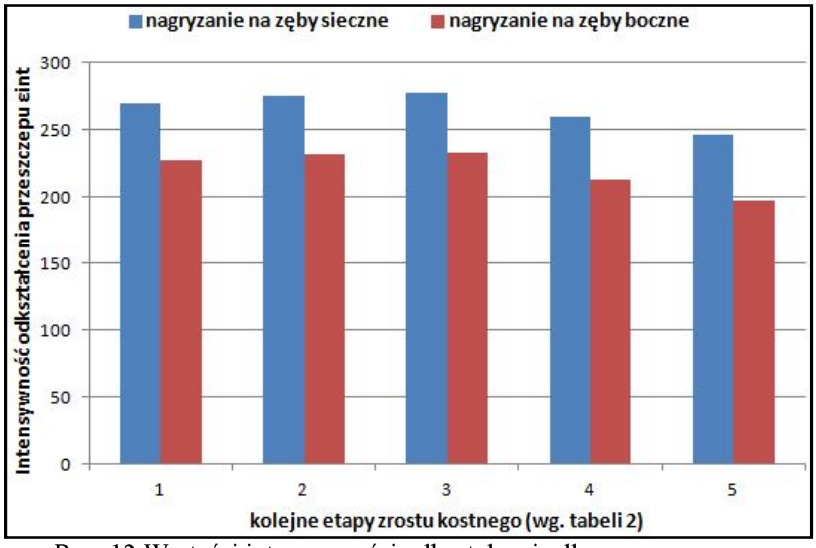
Na rysunkach 10-12j zostały przedstawione wyniki symulacji kolejnych etapów zrostu kostnego dla dwóch przypadków: nagryzania na zęby przednie oraz boczne. Obie analizy zostały wykonane dla wielkości elementu siatki mesh równego 1,66.



Rys. 10 Wartości naprężenia zredukowanego dla płyty σ_{HMH} [MPa]



Rys. 11 Wartości intensywności odkształcenia dla żuchwy ε_{int}



Rys. 12 Wartości intensywności odkształcenia dla przeszczepu ε_{int}

4. WNIOSKI

Przedstawione wyniki pozwalają na sformułowanie następujących wniosków:
- wartości intensywności odkształcenia ε_{int} dla żuchwy w zależności od udziału procentowego wiórów kostnych w przeszczepie mieszczą się w granicach równowagi fizjologicznej tkanki kostnej,
- w obszarze proksymalnym żuchwy wartości ε_{int} są bardzo małe (poniżej $2x10^{-4}$) co świadczy o zaniku tkanki kostnej (wg. Milewski 2002),
- obszary wytężenia żuchwy znajdują się przy otworze znajdującym się bliżej linii osteotomii dystalnej dla wszystkich przypadków (rys. 9),
- wartości intensywności odkształcenia dla przeszczepu wykraczają poza zakres fizjologicznej równowagi tkanki kostnej i utrzymują się w zakresie odpowiadającym przeciążeniom patologicznym,
- wielkość elementu siatki mesh oraz udział procentowy wiórów kostnych w przeszczepie mają wpływ na uzyskiwane wartości intensywności odkształcenia zarówno dla kości żuchwy jak i przeszczepu,

- w przypadku modelowania zrostu kostnego wartości naprężenia zredukowanego σ_{HMH} maleją wraz ze wzrostem wartości modułu sprężystości elementów modelujących fragmenty przeszczepu i są mniejsze o ok. 20% dla przypadku nagryzania na zęby boczne w stosunku do przypadku nagryzania na zęby przednie.

LITERATURA

[1] Jędrusik-Pawłowska M., Kromka-Szydek M., Katra M., Niedzielska I.: *Mandibular reconstruction-biomechanical strength analysis (FEM) based on a retrospective clinical analysis of selected patients.* Aca of Bioengineering and Biomechanics, vol. 15, no. 2, 2013, str. 23-31.
[2] Knets I., Vitins V., Cimdins R., Laizans J.: *Biomechanical behaviour of system bone-callus-implant,* proceedings 10th Conf. of the European Society of Biomechanics, Leuven 1996, 97.
[3] Nagasao T.: *Biomehanical evaluation of implant placement in the reconstructed mandible.* Journal of Oral & Maxillofocial Implants, 2009, 24; 999-1005.
[4] Maurer P., Holweg S., Knoll W.-D., Schubert J.: FEM-gestützte Untersuchung zur mechanischen Stabilität zweier ausgewählter Osteosynthesesysteme bei der sagittalen Unterkieferosteotomie. Mund Kiefer Gesichts Chirurgie. 2001; 5: 343-347.
[5] Milewski G.: *Stymulatory mechaniczne w przebudowie tkanki kostnej,* Annales Academiae Medicae Silesiensis No 46/2002; str. 245-255.
[6] Myciński P., Zarzecka J.: *Przegląd materiałów do rekonstrukcji kości stosowanych w chirurgii jamy ustnej,* Poradnik Stomatologiczny, 2011, XI,10; str. 426-431.
[7] www.merries.com
[8] www.amicusvisualsolutions.com
[9] www.zimmerdental.com
[10] www.orthoinfo.aaos.org
[11] www.orthosupersite.com

MODELING OF BONE SHAVINGS USED AS BONE GRAFT IN MANDIBULAR RECONSTRUCTION

Abstract: The aim of this study was to model the bone shavings which are used as grafts for reconstruction of the mandible. FEA finite element analyses were provided using models reconstructed mandible with a load on the teeth front and side force equal to the total 100N. Cases were analyzed due to the volume fraction of the graft bone shavings and the size of the element used for analysis. Work is an introduction to further research aimed at improving knowledge and understanding of the process of healing the graft.

Katarzyna MOSÓR, Magdalena SKOWROŃSKA, Magdalena KROMKA-SZYDEK,
Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA MES ŻUCHWY W TYPOWYCH PRZYPADKACH URAZOWYCH

Streszczenie:W pracy przedstawiono wyniki analizy przeprowadzonej dla żuchwy w typowych sytuacjach, w których dochodzi do jej uszkodzenia. Rozpatrzono dwa przypadki- uraz kontaktowy oraz wypadkowy- dla czołowego, dolnego oraz bocznego kierunku działania siły. Rozważano również wpływ zmiany utwierdzenia.Otrzymane wartości naprężenia i odkształceń głównych są wyraźnie niższe dla modelu z utwierdzeniem żuchwy w całej części zębodołowej, niż dla modelu z unieruchomieniem wyrostka kłykciowego, bez utwierdzenia zębów.Analizę wytrzymałościową wybranych przypadków przeprowadzono za pomocą programu ANSYS®.

Słowa kluczowe:żuchwa, uraz, naprężenia, odkształcenia, MES

1. WSTĘP

Żuchwa jest kością nieparzystą składającą się z trzonu i dwóch gałęzi, wyróżnia się dużą wytrzymałością na zginanie i rozciąganie. Ze względu na swoje anatomiczne położenie i brak ochrony ze strony innych kości jest bardzo narażona na przypadkowe urazy. Złamania żuchwy są jednym z najczęstszych obrażeń w obrębie kości części twarzowej czaszki [1]. Badania epidemiologiczne dotyczące traumatologii szczękowo-twarzowej wykazują, że przyczyną urazu głównie są wypadki komunikacyjne i przemoc (wg klasyfikacji ICD 10 Y04.4 – przestępstwo w bójce) [1].

W pracy analizowane były typy urazów: kontaktowych (przy uderzeniach, pobiciach) oraz wypadkowych (powstałych w następstwie wypadków komunikacyjnych). Dla tego typu urazów rozpatrzono różne możliwości kąta działania siły:

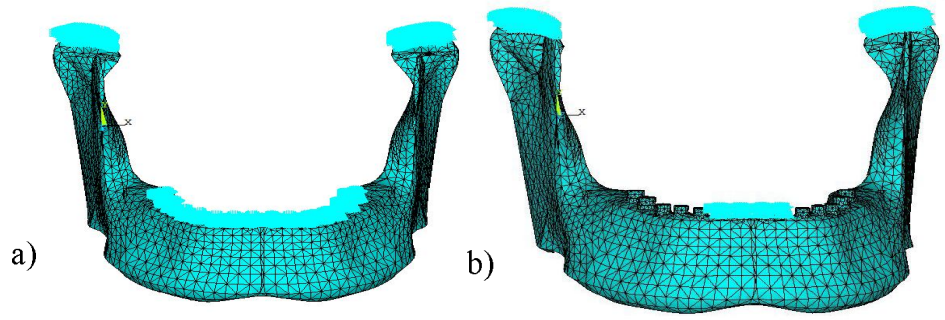
- centralneobciążeniebródki,
- boczne obciążenie trzonu żuchwy w zależności od kierunku działania siły, tj. pod kątem 45° i 90°,
- dolneobciążeniebródki.

2. SYMULACJE MES URAZÓW ŻUCHWY

Model numeryczny żuchwy, zbudowano wykorzystując modelowanie bryłowe w programie CAD FEMAP®. Proces tworzenia geometrii polegał na wyznaczeniu współrzędnych poszczególnych punktów należących do powierzchni żuchwy. Następnie łącząc punkty w krzywe, krzywe w powierzchnie, a powierzchnie w bryłę otrzymano cyfrowy model kości żuchwy. W modelu usunięte zostały: grzebień wyrostka dziobiastego, dołek

skrzydłowy, kolec bródkowy i guzowatość żwaczowa, wprowadzono natomiast uproszczone modele zębów. Zamodelowano aparat zawieszeniowy zęba w zębodole w postaci cienkiej warstwy ozębnej o bardzo małej sztywności w porównaniu z zębiną. Ząb poprzez ozębną zamocowany był w żuchwie [2].

Analizę wytrzymałościową MES rozważanych przypadków przeprowadzono za pomocą programu ANSYS®. Dla każdego przypadku przyjęto inny schemat więzów i obciążeń odpowiadający analizowanemu przypadkowi. W celu uproszczenia modelu jak i obliczeń nie uwzględniono oddziaływania mięśni. Rozważano przypadki obciążenia bez utwierdzenia zębów z unieruchomieniem wyrostka kłykciowego w okolicy stawu skroniowo–żuchwowego oraz z utwierdzeniem na wysokości zębów 41, 42, 31, 32 wraz z utwierdzeniem wyrostka kłykciowego (Rys. 1). W analizowanych sytuacjach zastosowano obciążenie żuchwy 700 N dla urazów następujących w wyniku pobicia oraz 1000 N dla urazów komunikacyjnych [4]. We wszystkich rozpatrywanych przykładach tkankom twardym żuchwy przypisano własności izotropowe, tj. E=1800 MPa i v=0,32 [5].

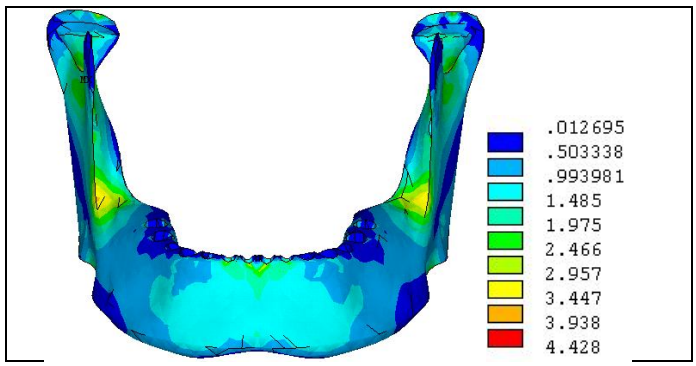


Rys. 1. Schematy utwierdzenia żuchwy: całkowite (a) i na wysokości zębów 41, 42, 31, 32 (b)

3. WYNIKI

Wyniki uzyskane z analizy przedstawione zostały w postaci map naprężeń zredukowanych σ_{HMH} tkanek twardych żuchwy (wg hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego) oraz map maksymalnego odkształcenia głównego ε_1.

Przyjęty model umożliwia ocenę charakteru pracy żuchwy, występowania obszarów najbardziej wytężonych, a przez to możliwości przewidywania miejsc występowania złamań. Porównano otrzymane wyniki do wielkości uzyskanych dla danego modelu w przypadku żuchwy zdrowej obciążanej fizjologiczną siła powstającą przy nagryzaniu (Rys. 2) [2].

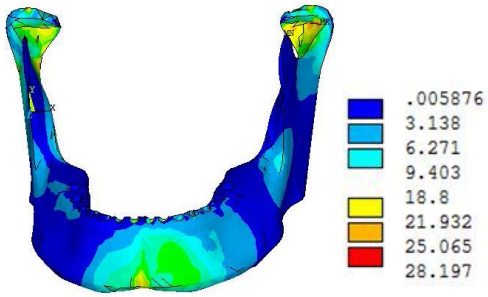
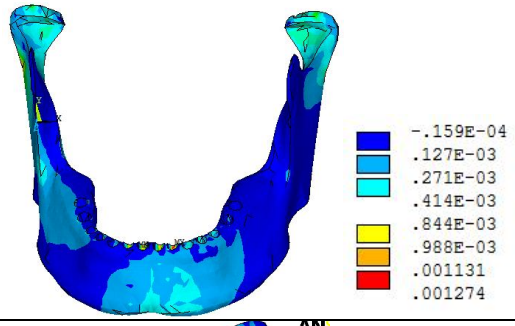
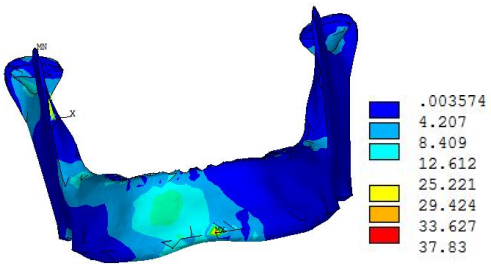
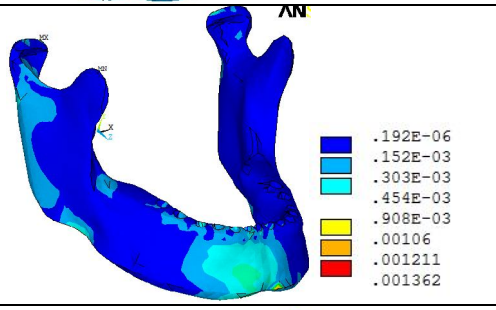
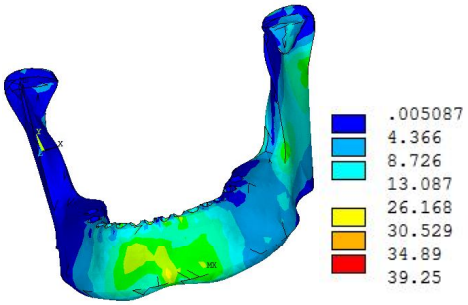
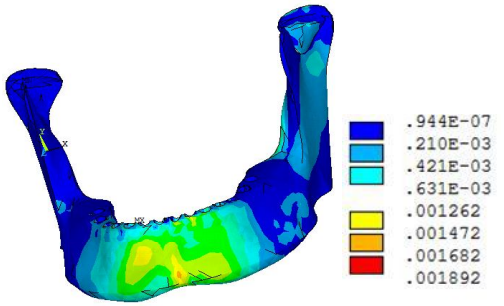
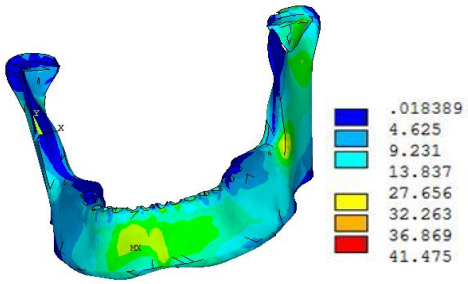
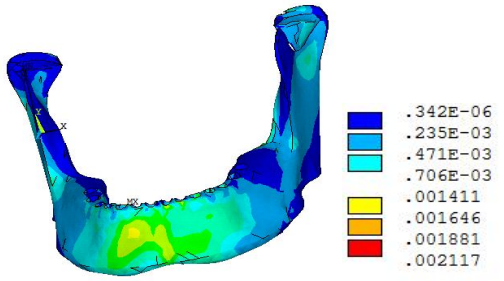


Rys. 2. Rozkład naprężeń zredukowanych σ_{HMH} [MPa] dla modelu żuchwy z zębami, dla obciążenia 100 [N].

W tabeli 1 przedstawiono wyniki uzyskane dla przypadków z utwierdzeniem na wysokości zębów 41, 42, 31, 32 wraz z utwierdzeniem wyrostka kłykciowego dla przypadków urazów

kontaktowych. Największa wartość naprężenia zredukowanego σ_{HMH},jak również maksymalnego odkształcenia głównego ε_1, występuje w przypadku obciążenia bocznego żuchwy pod kątem 45° (41,5 MPa), natomiast najmniejsza w czołowym obciążeniu żuchwy (28,3 MPa). Dla obciążenia czołowego, dolnego i bocznego pod kątem 90° wartości odkształcenia głównego ε_1 zawierają się w zakresie obciążeń fizjologicznych (2-20 x 10^{-4}); w przypadku kąta 45° uzyskano podwyższoną wartość obciążenia fizjologicznego (20-40 x 10^{-4}) [4].

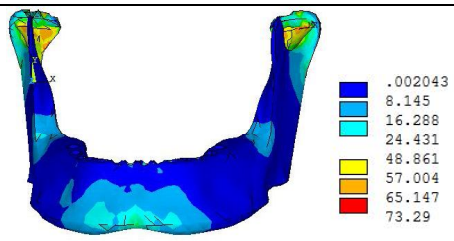
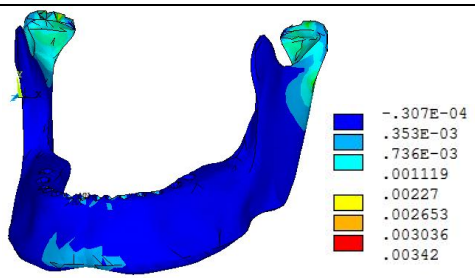
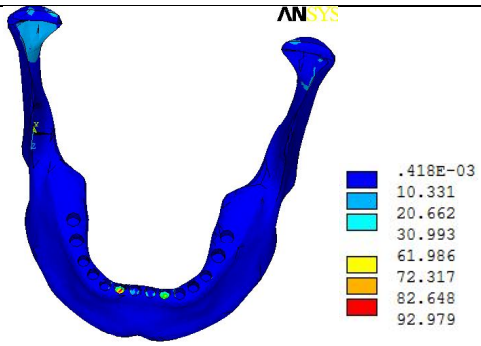
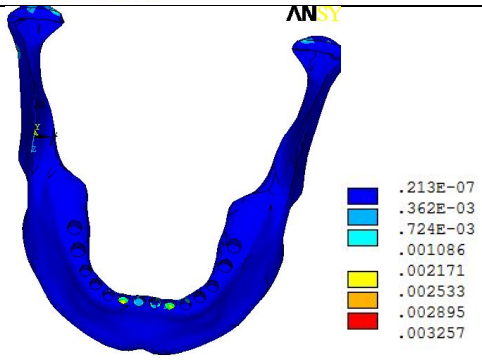
Tabela 1. Analizowane przypadki dla wypadków kontaktowych (700 N)

Analizowane przypadki obciążenia	Naprężenie zredukowane σ_{HMH}	Maksymalne odkształcenie główne ε_1
czołowe		
dolne		
boczne pod kątem 90°		
boczne pod kątem 45°		

W tabeli 2 przedstawiono wyniki uzyskane dla analizy obciążenia w czasie wypadku komunikacyjnego. Otrzymane rozwiązania odpowiadają zawartym w literaturze statystykom najczęstszych obszarów złamań żuchwy [3, 4]. W czołowym obciążeniu żuchwy, w części

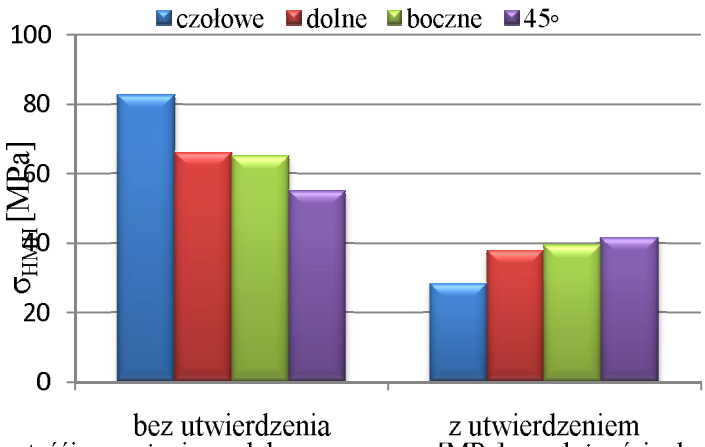
bródkowej, najbardziej wytężonymi obszarami są okolice zębodołowe oraz wyrostka kłykciowego. Największa uzyskana wartość naprężenia zredukowanego σ_{HMH} wystąpiła w przypadku dolnego obciążenia żuchwy (93MPa). Wartości maksymalnego odkształcenia głównego ε_1 w obu analizowanych przypadkach osiągnęły podwyższoną wartość obciążenia fizjologicznego [4].

Tabela 2. Analizowane przypadki dla wypadków komunikacyjnych (1000 N)

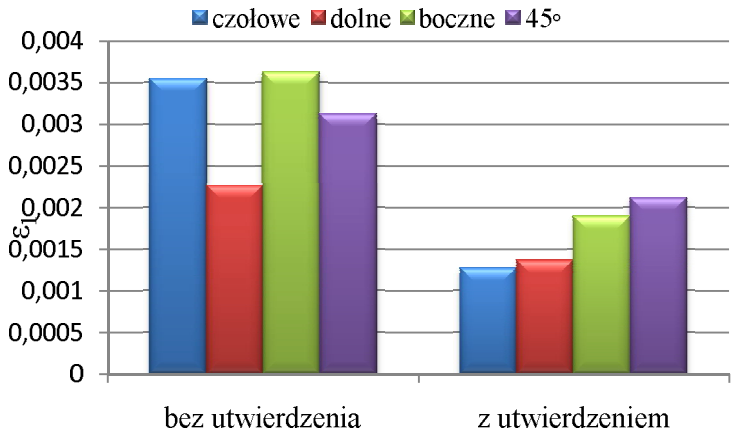
Analizowane przypadki obciążenia	Naprężenie zredukowane σ_{HMH}	Maksymalne odkształcenie główne ε_1
czołowe		
dolne		

Największe naprężenie zredukowane σ_{HMH} występuje w przypadku braku utwierdzenia zębów z utwierdzeniem wyrostka kłykciowego w okolicy stawu skroniowo (bez utwierdzenia) dla obciążenia czołowego i wynosi około 83 MPa. Najmniejsza wartość, około 55 MPa, naprężenia zredukowanego występuję w przypadku bocznego obciążenia pod kątem 45°. Zastosowanie utwierdzenia na wysokości zębów 41, 42, 31, 32 wraz z utwierdzeniem wyrostka kłykciowego powoduje zmniejszenie naprężenia zredukowanego - w przypadku obciążenia czołowego około trzy krotnie (Rys. 3).

Podobnie jak dla naprężenia zredukowanego, wartości maksymalnego odkształcenia głównego ε_1 są mniejsze w przypadku zastosowania utwierdzenia na wysokości zębów 41, 42, 31, 32 wraz z utwierdzeniem wyrostka kłykciowego (Rys. 4).



Rys. 3. Zestawienie wartości naprężenia zredukowanego σ_{HMH}[MPa] w zależności od zastosowanego sposobu utwierdzenia dla analizowanych przypadków



Rys. 4. Zestawienie wartośći maksymalnego odkształcenia głównego ε_1 w zależności od zastosowanego sposobu utwierdzenia dla analizowanych przypadków

4. WNIOSKI

Wyniki uzyskane z analizy przedstawionych przypadków pokrywają się z rezultatami prezentowanymi w literaturze.

Otrzymane wartości naprężenia i odkształceń głównych są wyraźnie niższe dla modelu z utwierdzeniem żuchwy w całej części zębodołowej. Wartości uzyskanych naprężeń dla urazów kontaktowych, zaprezentowane w tabeli 1, są około 10 razy większe od zakresu fizjologicznego. Natomiast wartości osiągane w przypadku wypadków komunikacyjnych, przedstawione w tabeli 2, odbiegają od zakresu fizjologicznego nawet około 100-krotnie.

Najbardziej wytężonymi obszarami przy centralnym obciążeniu żuchwy są trzon (głównie w częściach zębodołowych i części bródkowej) i okolice wyrostka kłykciowego. Złamania wyrostków kłykciowych stanowią14–25% ogólnej liczby złamań żuchwy [8], co może świadczyć o poprawności przeprowadzonych symulacji.

W przypadku analizy bocznego obciążenia żuchwy pod kątem 45° jak i 90° (co odpowiada najczęściej pobiciom) najbardziej wytężonym obszarem jest część zębodołowa w okolicy zębów przednich oraz kłów. Największa wartość maksymalnego naprężenia głównego σ_{HMH} dla symulacji wypadku komunikacyjnego występuję przy dolnym obciążeniu żuchwy.

Największe wartości uzyskanych wyników maksymalnego naprężenia głównego σ_{HMH} jak i maksymalnego odkształcenia głównego ε_1 odpowiadają najczęstszym przypadkom złamań żuchwy, tj. pobicia i wypadków komunikacyjnych.

Przeprowadzona analiza uwidacznia korzyści jakie wiążą się ze stosowaniem komputerowych programów symulujących w biomechanice stomatologicznej.

Znajomość biomechaniki żuchwy oraz przeciążeń jej struktur kostnych odpowiadających danemu rodzajowi urazu, może być bardzo pomocna przy projektowaniu kasków oraz ochraniaczy zabezpieczających obszar części twarzowej czaszki przed urazami w motoryzacji oraz sportach rekreacyjnych, wyczynowych i ekstremalnych.

LITERATURA

[1] Manowska B., Arkuszewski P., Hilt T., Tyndorf M.: Trudności w leczeniu złamania patologicznego żuchwy, Wiadomości lekarskie, LXI, nr 1-3, 2008.
[2] Kromka M., Milewski G.: Model numeryczny układu stomatognatycznego żuchwy ludzkiej, Zeszyty naukowe Narodowego Uniwersytetu Chmielnicki, Ukraina, nr 3/ 2006, seria Nauki Techniczne, 55-62.
[3] Kryst, L.: Chirurgia szczękowo-twarzowa. Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa 2007.
[4] Milewski G.: Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda – implant w stomatologii. Zeszyty naukowe Politechniki Krakowskiej, Kraków, 2002.
[5] Wanyura H., Kowalczyk P., Raczko P., Samolczyk-Wanyura D., Bossak M., Stopa Z.: Analiza obciążeń zewnętrznych powodujących złamania czołowo- oczodołowo- nosowe wykonana za pomocą metody elementów skończonych. Czas. Stomatol., 2010.
[6] Roccia F., Bianch F., Zavattero E., Tanteri G., Ramieri G.: Characteristics of maxillofacial trauma in fameles: A retrospective analysis of 367 patients, Jurnal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 2010
[7] Lee J. H., Cho B. K., Park W. J.: A 4-years retrospective study of facial fractures on Jeju, Korea, Jurnal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 2010
[8] Jędrusik- Pawłowska, M., Kromka M., Lekston Z., Milewski G., Drugacz J.: Symulacje numeryczne metod stabilizacji złamań podkłykciowych niskich z wykorzystaniem klamer z pamięcią kształtu.Dent.Med. Probl., 2007

FEM STRENGHT ANALYSIS OF THE MANDIBLE IN TYPICAL TRAUMATIC CASES

Abstract: This paper presents the analysis results carried out for the most frequent cases of jaw fracture. Two cases were considered: contact trauma and traffic accident injury, for various force directions: the front, bottom and side. Theimpact of fix change was also analyzed. The resulting values of the stresses and main strains are significantly lower for the model of restraint in all parts of the alveolar mandibular than for the model with immobilization of the condylar, withouthteeth fixation. The strength analysis of selected cases was performed using ANSYS®.

Katarzyna NIEMASEK*, Józef TUTAJ**, *Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, *Instytut Mechaniki Stosowanej, **Instytut Pojazdów Samochodowych i Silników Spalinowych, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska

ANALIZA WYBRANYCH CZYNNIKÓW APARATUROWO-TECHNICZNYCH WPŁYWAJĄCYCH NA WYNIKI BADAŃ USG

Streszczenie: W artykule przedstawiono analizę wpływu ugięcia wiązki Dopplera widmowego w zakresie ±10°, w stosunku do wiązki wykorzystywanej do uzyskania obrazu B, na wyniki otrzymanych parametrów przepływu krwi w badaniach ultrasonograficznych tętnic szyjnych wspólnych za pomocą metody Duplex Doppler w połączeniu z kolorowym obrazowaniem przepływu krwi. Analiza ta pozwala na obserwację zmian otrzymanych parametrów w grupie kobiet i mężczyzn wynikających z nachylenia wiązki dopplerowskiej.

Słowa kluczowe: USG Dopplera, głowica ultrasonograficzna, parametry przepływu krwi

1. WSTĘP

Ultrasonograficzne badania naczyniowe polegają na zastosowaniu ultradźwięków w celu uzyskania czarno-białych obrazów anatomicznych naczynia. Metoda dopplerowska dostarcza funkcjonalną mapę w postaci kolorowego obrazu przedstawiającego przepływ krwi w tętnicach i żyłach. Przepływ w naczyniu za pomocą Dopplera spektralnego przedstawiany jest w postaci sinusoidy, która jest uwidocznieniem zmian spektrum i prędkości przepływu w naczyniach. Badanie ultrasonograficzne z opcją koloru uniemożliwia szczegółową ocenę widma przepływu krwi, a jej główną rolą jest przedstawienie obecności przepływu oraz jego kierunku, dlatego do pomiaru prędkości przepływu krwi stosuje się metodę duplex. Technikę wykorzystującą równocześnie opcje: 2D, Doppler impulsowy i kolor określa się mianem metody Triplex. Metoda ta łączy w sobie zalety opcji koloru oraz umożliwia precyzyjny dobór miejsca do pomiarów dopplerowskich – widmo, prędkość maksymalna, średnia, indeksy PI i RI.

W wyniku przeprowadzonych badań ultrasonograficznych tętnic szyjnych wspólnych za pomocą metody Duplex Doppler w połączeniu z kolorowym obrazowaniem przepływu dla dwóch grup badawczych: kobiet i mężczyzn, przedstawiono analizę porównawczą otrzymanych parametrów przepływu: szczytową prędkość skurczową (PSV), prędkość końcowo-rozkurczową (EDV) oraz średnią prędkość przepływu krwi ($V_{śr}$) przy jednakowym kącie insonacji, równym 60° uzyskanym dwiema technikami badania: poprzez ustawienie ręczne głowicy z wyłączoną opcją ugięcia wiązki dopplerowskiej oraz z włączoną opcją ustawienie wiązki Dopplera pod kątem w zakresie ±10° w odniesieniu do wiązki wykorzystywanej do uzyskania obrazu B.

2. CEL PRACY

Celem niniejszej pracy jest analiza wpływu ustawienia nachylenia wiązki dopplerowskiej w badaniu ultrasonograficznym tętnic szyjnych wspólnych, uzyskanym dwiema technikami badania oraz porównanie otrzymanych parametrów przepływu krwi: szczytową prędkość skurczową (PSV), prędkość końcowo-rozkurczową (EDV) oraz średnią prędkość przepływu krwi ($V_{śr}$), dla populacji kobiet i mężczyzn.

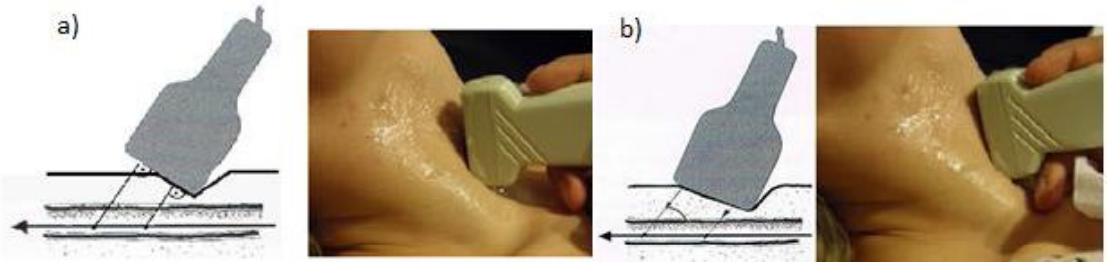
3. PRZEBIEG BADAŃ

Do badań zakwalifikowano 44 osoby. Populację objętą badaniem stanowiło 22 kobiet i 22 mężczyzn. Wszyscy pacjenci zostali włączeni do grupy badanej na podstawie obecności prawidłowych przepływów krwi w naczyniach szyjnych.

Dopplerowskie badanie przepływów krwi w tętnicach szyjnych wspólnych przeprowadzono wykorzystując przenośny aparat ultrasonograficznym Sonoace Pico, firmy Medison, z użyciem głowicy liniowej o częstotliwości z zakresu 5 – 9 [MHz].

3.1. Opis metody badania

Badaniu poddano tętnice szyjne wspólne lewe, które polegało na wykonaniu dwóch pomiarów, przy zachowaniu kąta insonacji 60°, dwiema technikami: z wyłączoną opcją ugięcia wiązki dopplerowskiej oraz z techniką z włączoną opcją ugięcia wiązki Dopplera w zakresie ±10° (rys. 1). W wyniku dokonanych pomiarów analizowano parametry przepływu krwi: maksymalną prędkość skurczową PSV, minimalną prędkość w fazie rozkurczu EDV oraz prędkość średnią przepływu krwi.



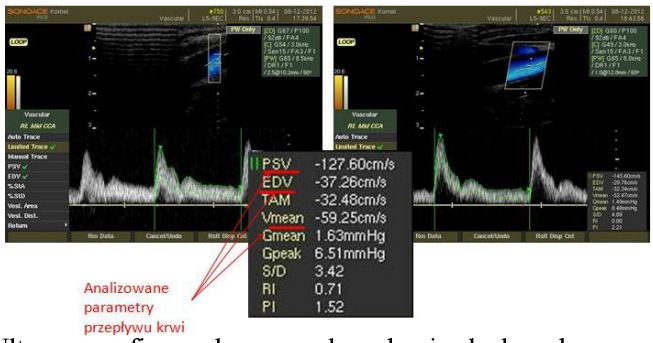
Rys. 1. Technika badania z uciskiem dolnego końca głowicy bez ugięcia wiązki dopplerowskiej a), technika badania przepływu krwi z włączoną opcją pochylenia wiązki Dopplera widmowego b).

Wartości powyższych parametrów obliczane były na podstawie ręcznego obrysu kształtu dopplerowskiego widma przepływu i sumowane przez wewnętrzne oprogramowanie aparatu ultrasonograficznego.

W badaniu wykonywanym techniką z uciskiem dolnego końca głowicy bez ugięcia wiązki dopplerowskiej głowica emituje wiązki ultrasonograficzne pod kątem prostym do czoła głowicy, natomiast odpowiedni kąt ustawienia wiązki, tj. kąt pomiędzy osią wiązki ultrasonograficznej i osią naczynia uzyskuje się poprzez ustawienie ręczne głowicy, tzn. uciskanie dolną krawędzią głowicy, zagłębiając ją w tkanki szyi, co graficznie przedstawia rysunek 1a. Na załączonym obrazie ultrasonograficznym kolorowe okienko pomiarowe, tzw. bramka Dopplera ma kształt prostokąta, wzdłuż którego ścian biegnie wiązka dopplerowska.

Badanie wykorzystujące technikę badania uciskiem dolnego końca głowicy z włączoną opcją pochylenia wiązki Dopplera widmowego w zakresie ±10° polega również na uciskaniu głowicy dogłowowo, obrazując przepływ krwi w płaszczyźnie podłużnej. Następnie w głowicy należy włączyć opcję pochylenia wiązki w zakresie ±10°, a wówczas uzyskuje się

obraz przepływu krwi pokazany na rysunku 2. Na obrazie ultrasonograficznym wiązka kolorowego Dopplera biegnie równolegle do brzegów kolorowego okienka pomiarowego.



Rys. 2. Ultrasonograficzny obraz przepływu krwi w badanych naczyniach.

Porównując te dwie techniki pomiaru można łatwo zauważyć pewną różnicę w przeprowadzaniu badań. W przypadku techniki badania z wyłączoną opcją ugięcia wiązki Dopplera widmowego kąt odchylenia głowicy od ściany szyi jest dużo większe niż w przypadku przeprowadzania tego samego badania techniką z włączoną opcją ugięcia wiązki Dopplera w zakresie ±10°.

4. WYNIKI – ANALIZA STATYSTYCZNA WYNIKÓW POMIARÓW BADAŃ ULTRASONOGRAFICZNYCH WYKONANYCH DWIEMA TECHNIKAMI

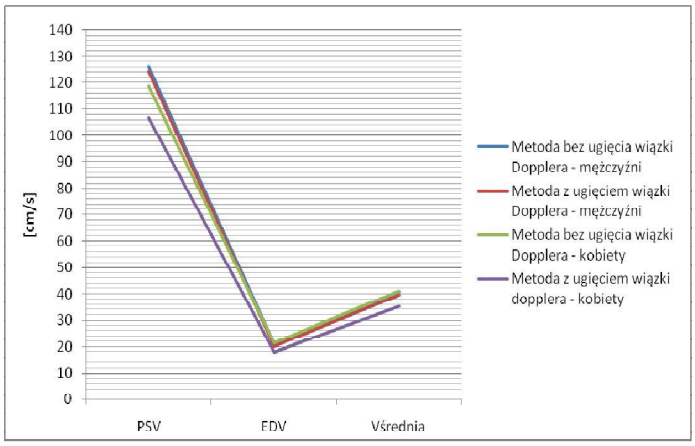
Analiza statystyczna wyników pomiarów badań USG wykonanych dwiema technikami badania, polegała na oznaczeniu średnich wartości dla przepływu krwi, znalezieniu zależności pomiędzy zmianami w parametrach przepływu krwi w tętnicach szyjnych wspólnych ocenianych przy użyciu ultrasonografii dopplerowskiej a zastosowaną techniką badania oraz określeniu zależności pomiędzy płcią badanych pacjentów, a parametrami przepływu krwi w naczyniach szyjnych mierzonych metodą ultrasonografii dopplerowskiej. W wyniku przeprowadzonej analizy statystycznej, najważniejsze wyniki przeprowadzonych badań na dwóch grupach badawczych wykonanych dwiema technikami badania, zestawiono w formie tabeli, a następnie zostały przedstawione w formie wykresów, w celu dokładniejszego ich oglądu.

Tabela 1 przedstawia zbiorcze zestawienie najważniejszych wyników przeprowadzonych badań na dwóch grupach badawczych: kobiet i mężczyzn, otrzymanych w wyniku zastosowania badania Duplex Dopplera w połączeniu z Color Dopplera dwiema technikami badania. Przedstawiona tabela zawiera informacje na temat średnich wartości parametrów sprawdzanych, takich jak PSV, EDV i $V_{śr}$, błędów pomiarów: bezwzględnych i względnych procentowych oraz podobieństwa wyników pomiarów, przedstawione jako procent pacjentów posiadających bardzo zbliżone wartości parametrów uzyskane dwiema metodami badań.

Tabela 1. Zestawienie wyników badań

	KOBIETY						MĘŻCZYŹNI					
	Technika I*			Technika II**			Technika I*			Technika II**		
	PSV	EDV	$V_{śr}$	PSV	EDV	$V_{śr}$	PSV	EDV	$V_{śr}$	PSV	EDV	$V_{śr}$
Wartości średnie [cm/s]	118,58	21,3	41,03	106,63	17,89	35,19	126,26	21,06	40,85	124,21	20,22	39,68
Odchylenie standardowe	19,63	7,12	9,96	14,83	6,33	7,81	21,02	8,48	9,74	20,32	8,12	9,39
Błąd bezwzględny [cm/s]	PSV		EDV		$V_{śr}$		PSV		EDV		$V_{śr}$	
	11,95		3,41		5,84		2,05		0,84		1,17	
Błąd względny procentowy [%]	10		16		14		2		4		3	
Podobieństwo wyników pomiarów [%]	36,4		31,8		27,3		50		27,3		31,8	

Zgromadzone podczas pomiarów dane oraz ich zależności w tabeli 1 zostały przedstawione w formie wykresów na rysunku 3, w celu dokładniejszego ich oglądu.



Wykres 1. Analiza wartości średnich badanych parametrów w dwóch grupach badawczych otrzymanych dwiema metodami pomiaru.

Odnosząc się do wpływu płci na wyniki badań można zauważyć, że w grupie mężczyzn otrzymane wartości mierzonych parametrów zarówno techniką I jak i II są dużo bardziej zbliżone do siebie niż w przypadku grupy badanych kobiet, u których wyniki te w większym stopniu odbiegają od siebie. Dowodzi temu również podobieństwo wyników pomiarów wyrażone w %, gdzie w przypadku grupy mężczyzn podobieństwo to jest większe niż w grupie kobiet.

4.1. Testy istotności dla dwóch średnich

W wyniku przeprowadzonej analizy statystycznej wykonano testy istotności dla danych dotyczących średniej wartości parametrów PSV, EDV i $V_{śr}$ uzyskanymi techniką badania z wyłączoną oraz z włączoną opcją ugięcia wiązki dopplerowskiej osobno dla grupy kobiet, a następnie dla grupy mężczyzn. W przypadku badanej grupy mężczyzn, średnie wartości PSV, EDV i $V_{śr}$ uzyskane dwoma technikami badania nie różnią się istotnie między sobą, natomiast w badanej populacji kobiet średnie wartości PSV i $V_{śr}$ uzyskane dwoma technikami badania różnią się statystycznie od siebie.

Tabela 2. Test istotności wykonany dla danych dotyczących średniej wartości PSV, EDV i $V_{śr}$

	Maksymalna prędkość skurczowa (PSV)		**Minimalna prędkość w fazie rozkurczowej (EDV)**		**Średnia prędkość przepływu krwi ($V_{śr}$)**	
	Mężczyźni	Kobiety	Mężczyźni	Kobiety	Mężczyźni	Kobiety
Średnia	Średnia wartość PSV	Średnia wartość PSV	Średnia wartość EDV	Średnia wartość EDV	Średnia prędkość $V_{śr}$	Średnia prędkość $V_{śr}$
Porównanie statystyki testu z wartością krytyczną	t = 0,32 < 2,018	**t = 2,23 > 2,018**	t = 0,33 < 2,018	t = 1,64 < 2,018	t = 0,39 < 2,018	**t = 2,11 > 2,018**

Dodatkowo przeprowadzono analizę błędów pomiarów, w tym błąd bezwzględny wynikający z ugięcia wiązki Dopplera widmowego w zakresie ±10° oraz błąd względny procentowy wynikający z nachylenia wiązki dopplerowskiej.

5. WNIOSKI

Główne wnioski wynikające z przeprowadzonych badań oraz z analizy statystycznej otrzymanych wyników wiążą się z zastosowaniem nachylenia wiązki Dopplera widmowego w zakresie ±10° w stosunku do wiązki potrzebnej do uzyskania obrazu B. Rozrzut wyników w dwóch grupach badawczych jest większy w przypadku przeprowadzenia badania techniką z wyłączoną opcją ugięcia wiązki Dopplera widmowego, z czym wiążą się istotnie większe błędy pomiaru, wynikające z użycia funkcji nachylenia wiązki Dopplera widmowego o 10°, występują w przypadku wartości mierzonych parametrów krwi w tętnicy szyjnej wspólnej lewej kobiet.

Opcja ugięcia wiązki Dopplera w aparatach ultrasonograficznych powoduje, zarówno w grupie badanych kobiet oraz mężczyzn, spadek mierzonych wartości parametrów przepływu krwi oraz istotnie większe błędy pomiaru w przeprowadzonych badaniach lecz zdecydowanie ułatwia ich przeprowadzenie.

LITERATURA

[1] Chan V., Basic of Ultrasound Imaging, Springer Science and Business Media, Toronto 2011.
[2] Filipczyński L., Biopomiary, Wydawnictwo Komunikacji i Łączności, Warszawa 1990.
[3] Małka G., Ultrasonografia dopplerowska, Wydawnictwo Medipage, Warszawa 2003.
[4] Merz E., Diagnostyka ultrasonograficzna w ginekologii i położnictwie Tom 1: Położnictwo, Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, Wrocław 1999.
[5] Merz E., Diagnostyka ultrasonograficzna w ginekologii i położnictwie Tom 2: Położnictwo, Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, Wrocław 1999.
[6] Nowicki A., Echografia dopplerowska, Instytut Podstawowych Problemów Techniki Polskiej Akademii Nauk, Warszawa 1985.
[7] Powałowski T., Impulsowy Dopplerowski miernik przepływu krwi, Wydawnictwo IPPTPAN, Warszawa 1974.
[8] Spaczyński M., Ultrasonografia w położnictwie i ginekologii, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1995.
[9] Tadeusiewicz R., Inżynieria Biomedyczna, Uczelniane Wydawnictwo Naukowo-dydaktyczne AGH, Kraków 2008.
[10] Thrush A., Hartshorne T., Ultrasonografia naczyń obwodowych, Wydawnictwo Urban & Partner, London 2005.

ANALYSIS OF SELECTED TECHNICAL-APPARATUS FACTORS AFFECTING THE RESULTS OF RESEARCHES ULTRASOUND

Abstract: The article presents an analysis of the impact of the beam deflection of the Doppler spectrum in the range of ± 10 °, relative to the beam used to obtain an image B, the results of the parameters obtained in studies of blood flow in carotid artery ultrasonography using duplex Doppler methods in conjunction with color flow imaging blood. This analysis allows to observe the changes in the parameters obtained in the group of men and women under the Doppler beam tilt.

Magdalena OŻÓG, Koło Naukowe Biokreatywni przy Katedrze Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice
Wojciech WOLAŃSKI, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice
Dawid LARYSZ, Katedra i Klinika Neurochirurgii, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach

METODA IDENTYFIKACJI WŁASNOŚCI MATERIAŁOWYCH KOŚCI CZASZEK DZIECI

Streszczenie: Celem badań było opracowanie metody wyznaczania parametrów wytrzymałościowych kości czaszek dzieci. Identyfikacja własności materiałowych obejmowała wyznaczenie modułu sprężystości i granicy wytrzymałości podczas próby rozciągania. Otrzymane wyniki z przeprowadzonych prób porównano z danymi literaturowymi oraz posłużyły do analitycznego wyliczenia modułu Younga. Na tej podstawie zastały określone odpowiednie warunki przeprowadzania badań i sposoby przygotowania próbek kości ze względu na rodzaj testu oraz ich wpływ na wyniki badań.

Słowa kluczowe: badania kości czaszki, własności materiałowe, próba rozciągania, moduł Younga

1. WSTĘP

Czaszka jest szkieletem głowy, który ochrania najważniejszy z narządów ciała człowieka, mózg [9],[10][9]. Składa się ona z dwóch części: mózgoczaszki odpowiedzialnej za ochronę mózgu oraz twarzoczaszki, która chroni m.in. narządy zmysłów, np. węch, smak i wzrok [9],[10]. W mózgoczaszce wyróżnia się osiem kości: kość czołową, kość sitową, dwie kości ciemieniowe, kość potyliczną, dwie kości skroniowe oraz kość klinową. Kości te są połączone szwami lub chrząstkozrostami [9],[10]. Natomiast do twarzoczaszki zalicza się kość łzową, lemiesz, małżowinę nosowo dolną oraz kość nosową, szczękę, kość jarzmową, kość podniebienną, żuchwę, kość gnykową, które stanowią grupę kości twarzy [9] ,[10].

Każda z kości, które zostały powyżej wymienione ma inną budowę, własności fizyczne oraz strukturę. Czynniki te decydują o ich cechach biomechanicznych. Ze względu na ich wielkość trudno jest przeprowadzić badania identyfikacyjne. Dlatego też jest mało pozycji literaturowych dotyczących badań biomechaniki głowy oraz własności materiałowych kości czaszki. Niemniej jednak można znaleźć w literaturze wyniki przeprowadzonych badań wytrzymałości kości czaszki [2], [3], [4], [6], [10].

Przykładem takich badań są testy wytrzymałościowe przeprowadzane na Uniwersytecie w Pensylwanii [2]. Własności materiałowe kości były wyznaczane dla próby trójpunktowego zginania. Próbki były pobrane z kości potylicznej i ciemieniowej, a następnie odpowiednio kształtowane. Z badań tych wynika, że duży wpływ na własności wytrzymałościowe odgrywa wiek kości. Zauważono również, że kości są bardziej wytrzymałe niż szwy czaszki. Porównując moduł sprężystości i graniczne naprężenia dla kości i szwów czaszkowych wartości wynoszą odpowiednio: 250 MPa dla kości i 20 MPa dla szwów czaszkowych. Powyższe badania dotyczyły kości czaszek dzieci poniżej 1 miesiąca życia.

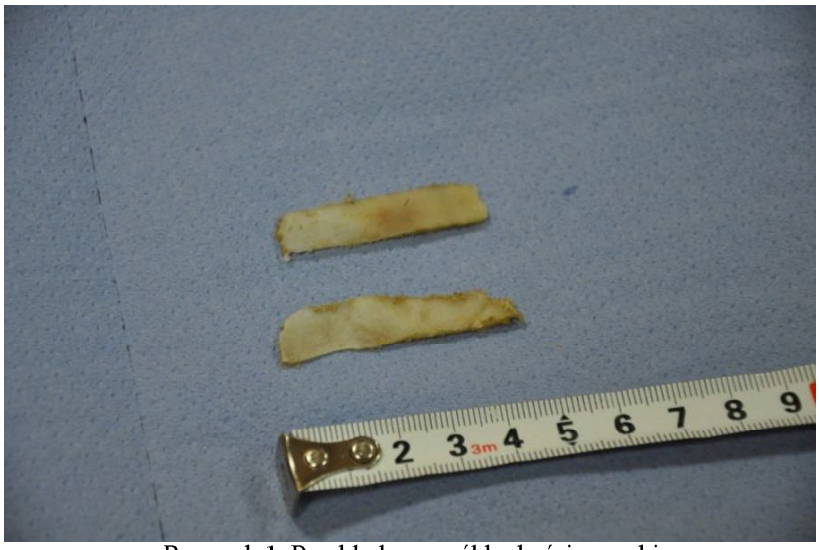
Dlatego niniejsze badania ukierunkowana na identyfikację własności materiałowych kości czaszek starszych dzieci w wieku od 2 do 36 miesięcy.

2. BADANIA WŁASNOŚCI MATERIAŁOWYCH KOŚCI CZASZKI

Próba rozciągania jest jedną z podstawowych prób, podczas której określane są w prosty sposób cechy wytrzymałościowe oraz plastyczne [1]. Polega na osiowym rozciąganiu próbki ze stałą prędkością w temperaturze pokojowej. Podczas badania rejestrowane są takie parametry jak: wytrzymałość na rozciąganie, moduł Younga, umowna granica sprężystości oraz naprężenie zrywające [5], [8].
W niniejszych badaniach została wykorzystana maszyna wytrzymałościowa firmy MTS Insight 2, będąca na stanie Katedry Biomechatroniki Wydziału Inżynierii Biomedycznej Politechniki Śląskiej.
Badanie składało się z trzech etapów:

- przygotowania próbki,
- mocowania próbki na maszynie wytrzymałościowej,
- testu wytrzymałościowego.

Przygotowania próbki do badań polegało na osuszeniu próbki, a następnie zmierzeniu jej grubości i szerokości. Jeżeli próbki różniły się od siebie to przycinano je na tę samą długość. Dbano o to, by każda próbka miała długość około 40 mm.
Kolejnym etapem było zamontowanie próbek w maszynie wytrzymałościowej. Próbki mocowano tak, by odległość pomiędzy szczękami maszyny wynosiła 20 mm, bądź 50 mm dla próbek pochodzących z kości płaskich. Ostatni etap badania polegał na rozciąganiu próbki ze stałą prędkością, która wynosiła 1 mm/min.
Materiałem badawczym były fragmenty kości czaszek dzieci w przedziale wiekowym od 2 do 36 miesięcy. Przechowywano je w dwóch cieczach, formalinie lub alkoholu o temperaturze pokojowej. Na rysunku (Rysunek **1**) przedstawiono przykładową próbkę przygotowaną do próby rozciągania, a poniżej w tabeli (Tabela) zestawiono wymiary niektórych próbek, które były poddane badaniom.



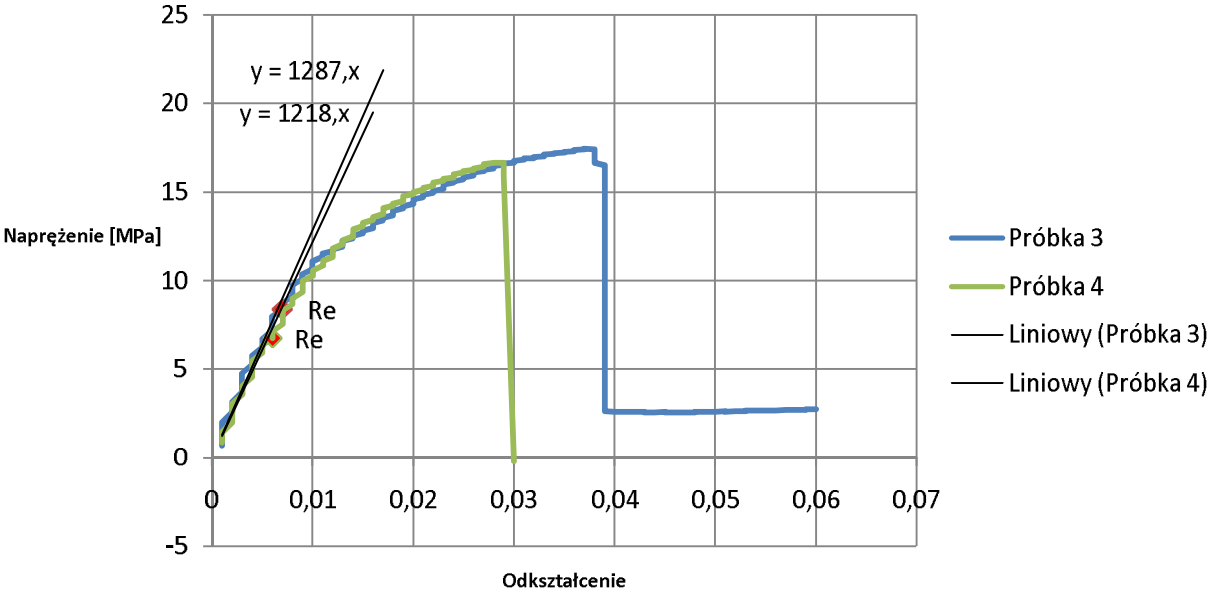
Rysunek 1. Przykładowa próbka kości czaszki

Tabela 1. Wymiary przykładowych próbek kości czaszki

Lp.	Nazwa próbki	Grubość [mm]	Szerokość [mm]	Wiek [miesiące]
1.	Próbka 3	1,5	9	5
2.	Próbka 4	1	6	
3.	Próbka 1	2	8	12
4.	Próbka 2	1,5	9	
5.	Próbka 5	2	6,5	12
6.	Próbka 6	2	7	

3. ANALIZA WYNIKÓW BADAŃ

Wyniki badań zostały pogrupowane, ze względu na wiek dzieci, od których pochodziły próbki kości. Pierwszy przedział stanowią badania próbek kości czaszek dzieci w wieku od 2 do 6 miesięcy, drugi przedział 6 – 14 miesięcy, kolejny 14 – 24 oraz ostatni od 24 do 36 miesięcy. Na rysunku Rysunek 2 przedstawiono typowe wyniki próby rozciągania kości czaszki dzieci z przedziału wiekowego od 2 – 6 miesięcy. Wykres ten został opracowany w programie Excel z danych, które zostały uzyskane z maszyny wytrzymałościowej. Można zauważyć, że wartości testów nieznacznie się różnią pomimo tego, iż próbki pochodziły od tego samego dziecka. Przyczyną tego stanu jest pochodzenie próbek kości z dwóch różnych miejsc czaszki i dlatego też ich wytrzymałość nie jest taka sama.



Rysunek 2. Charakterystyka naprężenie – odkształcenie próbek kości czaszki dzieci w wieku od 0 do 6 miesięcy

W trakcie wyznaczania modułu Younga dla próby rozciągania wykorzystano prawo Hooke'a, które jest liniową zależnością między naprężeniem a odkształceniem:

$$\sigma = E * \epsilon$$

gdzie:
σ – naprężenie
E – Moduł Younga
ϵ – odkształcenie względne

Z zależności tej wynika, że moduł Younga jest współczynnikiem proporcjonalności i dlatego wyznaczano go z wykresu naprężenie w funkcji odkształcenia dla umownej granicy plastyczności (na wykresach zaznaczona, jako $Re_{0,2}$). Następnie z części wykresu do granicy plastyczności, wyznaczano linię trendu, której współczynnik jest modułem Younga. Umowną granicę plastyczności $Re_{0,2}$ wyznaczono zgodnie z normą [8].

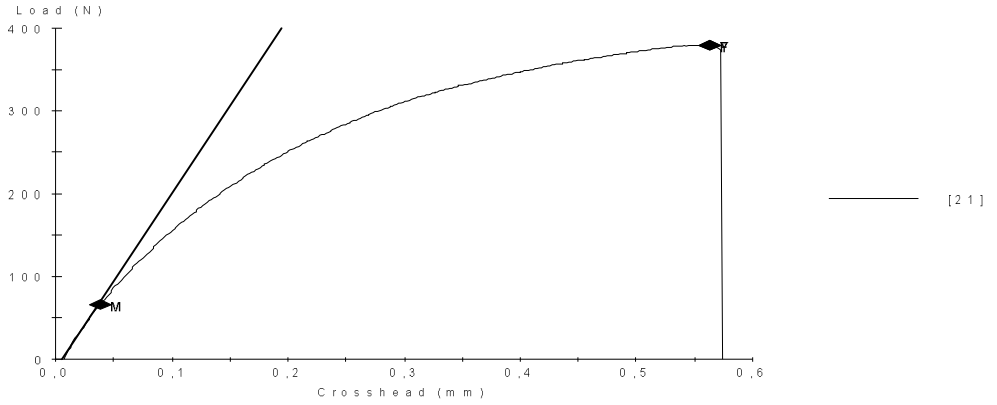
Moduły Younga (Tabela) wyznaczone na podstawie wykresu i obliczone w programie obsługującym maszynę wytrzymałościową różnią się między sobą, ponieważ inaczej był wyznaczany punkt umownej granicy plastyczności oraz podczas badań były uwzględniane ujemne wyniki pomiarów. Natomiast przy tworzeniu wykresów w programie Excel zostały one pominięte.

Tabela 2. Uśrednione własności materiałowe kości czaszek dzieci

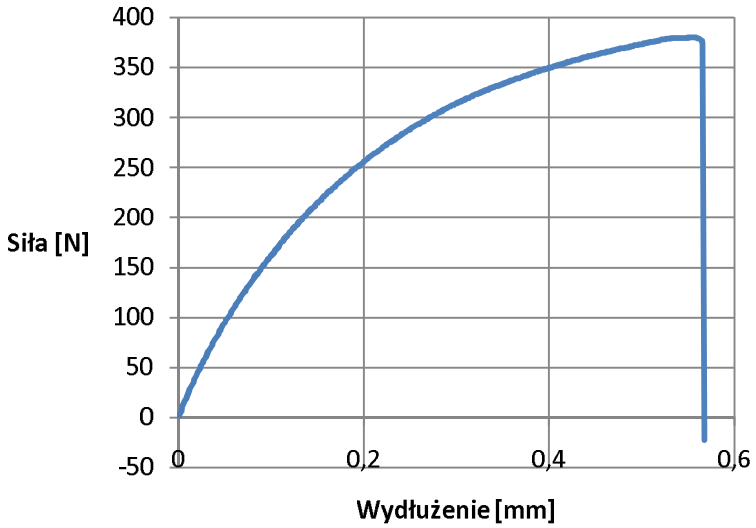
Przedział wiekowy	Obliczony moduł Younga [MPa]	Wyznaczony moduł Younga [MPa]	Maksymalna siła [N]	Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]
2 - 6 miesięcy	2854,624	4477,795	190,9945	13,2
6 - 14 miesięcy	3211,059	5544,44	193,2983	11,82353
14 -24 miesięcy	3955,3	7818,462	734,032	18,85
24 - 36 miesięcy	2674,6	7456,662	478,5307	10,3

W powyższej tabeli Tabela zamieszczono uśrednione własności materiałowe kości czaszek dzieci dla poszczególnych grup wiekowych. Można zauważyć, że wartości średnie parametrów materiałowych kości wzrastają wraz z wiekiem. Im dziecko jest starsze tym kości jego czaszki są bardziej wytrzymałe.

Poniżej na dwóch rysunkach Rysunek 3 i Rysunek 4 przedstawiono przykładowe wykresy siły rozciągającej w funkcji wydłużenia dla tej samej próbki. Pierwszy z nich jest wykresem pobranym z oprogramowania maszyny wytrzymałościowej, a drugi jest opracowanym w programie Excel.



Rysunek 3. Charakterystyka siła – wydłużenie z maszyny wytrzymałościowej dla próbki 23 kości czaszki



Rysunek 4. Charakterystyka siła – wydłużenie dla próbki 23 kości czaszki

4. WNIOSKI

Na wyniki badań własności materiałowych kości czaszek dzieci bardzo duży wpływ ma przechowywanie próbek, ze względu na to, iż alkohol lub formalina nie zapewniają normalnych fizjologicznych warunków. Im dłużej były przechowywane próbki tym bardziej zmniejszały się ich właściwości materiałowe, kości stawały się bardziej kruche. Dlatego też, by uzyskać najbardziej prawidłowe wyniki należałoby przeprowadzać badania w bardzo krótkim czasie po pobraniu kości.

Próba rozciągania jest najprostszą metodą wyznaczenia własności materiałowych kości. W dużym przybliżeniu kości można zakwalifikować do materiałów sprężystych. Dzięki czemu jest możliwe zastosowanie prostego prawa Hooke'a, które odnosi się do takich właśnie materiałów. Na podstawie tego prawa można wyznaczyć moduł Younga, granicę wytrzymałości czy też siłę zrywającą. Z wyników badań można wywnioskować, że wartości materiałowe kości czaszki wraz z wiekiem dziecka zwiększały się, co można zauważyć w Tabela . Średnia siła, która była potrzebna do zniszczenia próbki w przedziale wiekowym 2 – 6 miesięcy była o ponad 500N niższa niż dla grupy wiekowej 14 – 24 miesięcy. Natomiast średnie naprężenie zrywające w tych przedziałach różniło się o ok. 5 MPa. Każdy płat mózgoczaszki charakteryzuje się innymi własnościami materiałowymi. Spowodowane jest to różną grubością płatów oraz ich geometrią. Im grubsza była próbka to jej własności były większe.

Podczas badań nie uzyskano identycznych własności dla kości jednego dziecka ze względu na zróżnicowanie próbek pod względem grubości oraz miejsca pobrania. Wyniki badań uwidoczniły, że wytrzymałość kości różni się znacznie od wytrzymałości szwów czaszkowych. Największe średnie naprężenie dla szwu czaszkowego jest dwa razy mniejsze niż dla próbki kości. Największa siła zrywająca dla próbki ze szwem czaszkowym wynosiła około 60N, natomiast największa średnia dla kości wynosiła około 200N dla próbek tego samego dziecka.

LITERATURA

[1] Blicharski Marek, Wstęp do inżynierii materiałowej, Wydawnictwo Naukowo – Techniczne, Warszawa 1998, 2001, str. 91-97.
[2] Coats B, Margulies S.S., Material Properties of Human Infant Skull and Suture at High Rates, Journal of Neurotrauma, August 2006, Vol. 23, No. 8: 1222-1232
[3] Gzik M., Wolański W., Tejszerewska D., Gzik – Zroska B., Koźlak M., Larysz D., Interdisciplinary Researches Supporting neurosurgical correction of Children head deformation, Modelling and optimization of Physical Systems, 2009, vol. 8, pp. 49-54.
[4] Jaslow, C. R., Mechanical Properties of Cranial Sutures, J. Biomech. 1990, vol. 23, No. 4, pp. 313–321.
[5] Marciniak J. (praca zbiorowa), Ćwiczenia laboratoryjne z metaloznawstwa, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2001, 85 – 102
[6] Margulies Susan S., Thibault Kirk L., Infant Skull and Suture Properties: Measurements and Implications for Mechanisms of Pediatric Brain Injury, Journal of Biomechanical Engineering, 2000, Vol. 122, pp. 364-371
[7] Norma: PN – 74 H – 04327 Próba osiowego rozciągania – ściskania przy stałym cyklu obciążeń zewnętrznych.
[8] Norma: PN - EN ISO 6892 – 1.Metale. Próba rozciągania. Część 1. Metoda badania w temperaturze pokojowej.
[9] Sokołowska – Pituchowa J. (pod redakcją), Anatomia Człowieka, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2005, str. 82 – 119
[10] Wolański W., Gzik M., Larysz D., Biomechanika głowy [W] Tejszerewska D., Świtoński E., Gzik M. :Biomechanika narządu ruchu człowieka, Wyd. Instytut Technologii Eksploatacji – PIB, Radom, 2011.

METHOD FOR THE IDENTIFICATION OF MATERIAL PROPERTIES THE SKULL BONE CHILDREN

Tomasz PANDER,. **Robert CZABAŃSKI**, Instytut Elektroniki, Politechnika Śląska, Gliwice. **Janusz WRÓBEL**, **Krzysztof HOROBA**, Instytut Techniki i Aparatury Medycznej, Zabrze. **Tomasz PRZYBYŁA**, Instytut Elektroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

DETEKCJA SAKKAD W SYGNALE ENG Z UŻYCIEM GRUPOWANIA ROZMYTEGO

Streszczenie: Sygnał elektrynystagmograficzny (ENG) z oczopląsem ma postać fali o piłokształtnym kształcie składającym się z fazy wolnej oraz szybkiej. Faza szybka to ruch sakkadyczny gałki ocznej. Skuteczna i dokładna detekcja sakkad ma kluczowe znaczenie w określeniu charakteru oczopląsu. W celu prawidłowej detekcji położenia sakkad sygnał ENG jest filtrowany a maksima lokalne są wykrywane za pomocą rozmytej metody *c*-średnich. Proponowany algorytm charakteryzuje się dużą czułością i pozwala na automatyczną i precyzyjną lokalizację sakkad w sygnale ENG.

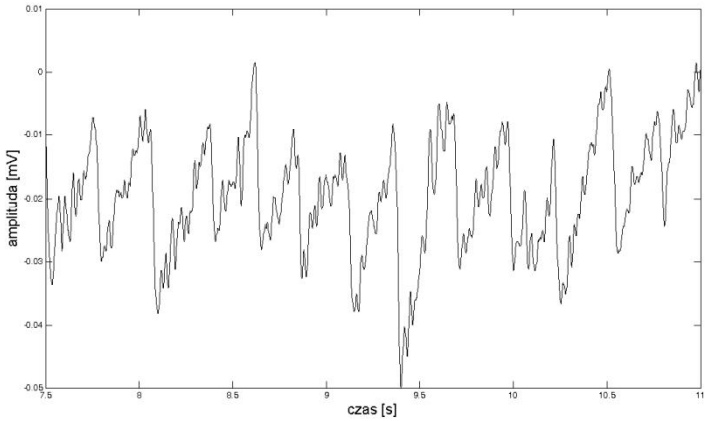
SŁOWA KLUCZOWE: detekcja sakkad, grupowanie rozmyte, sygnał ENG, oczopląs

1. WSTĘP

Jednym z klinicznych kryteriów oceny sprawności narządu wzroku jest sprawność okoruchowa. Podczas ruchu oka następuje zmiana pola elektrycznego wokół dipola elektrycznego utworzonego między siatkówką a rogówką. Dzięki temu, aktywność ruchowa oka może być rejestrowana jako sygnał elektrofizjologiczny. Ruch gałki ocznej może mieć charakter spontaniczny (sygnał elektronystagmograficzny - ENG) lub wymuszony (sygnał elektrookulograficzny – EOG). Amplituda sygnału EOG/ENG zmienia się w granicach od około 50 μV do 3500 μV w zakresie częstotliwości od składowej stałej do około 100 Hz. Sygnały EOG/ENG są zwykle rejestrowane w obecności zakłóceń o charakterze niestacjonarnym a ich zmienność zależy od wielu czynników, które niejednokrotnie jest trudno określić [1, 7].

Jednym ze zjawisk, które jest często wykorzystywane w diagnostyce okulistycznej, jest oczopląs optokinetyczny (OKN) niosący dużą ilość informacji na temat stanu fizjologicznego oczu. Oczopląs optokinetyczny to ruch gałki ocznej, którego celem jest stabilizacja obrazu na siatkówce oka podczas ruchu obrotowego rejestrowanego w polu widzenia [6, 10]. Istnieją dwie odmiany oczopląsu: oczopląs wrodzony oraz oczopląs optokinetyczny [3, 9]. Oczopląs optokinetyczny charakteryzuje się mimowolnym ruchem drgającym oczu i powstaje w sytuacji, gdy w polu widzenia znajdują się ruchome bodźce. Na rysunku 1 przedstawiony został przykład sygnału ENG zarejestrowanego podczas wystąpienia zjawiska oczopląsu optokinetycznego. Typowy kształt sygnału ENG ze zjawiskiem OKN ma kształt piłokształtny i składa się z fazy wolnej (ruch śledzący oka) oraz fazy szybkiej, nazywanej ruchem sakkadycznym oka, który jest odpowiedzialny za szybki powrót oka do pozycji wyjściowej i rozpoczęcie śledzenia bodźca [5].

Celem pracy jest przedstawienie metody wykrywania oraz precyzyjnego określenia położenia sakkad w sygnale ENG z wykorzystaniem grupowania rozmytego.



Rys. 1. Fragment sygnału ENG zarejestrowanego podczas oczopląsu optokinetycznego

2. METODA WYKRYWANIA SAKKAD

Istotnym problemem podczas analizy sygnału ENG jest poprawna lokalizacja sakkad. Sygnał ENG rejestrowany jest w obecności zakłóceń, których źródłem jest aktywność elektryczna mięśni powiek (mruganie) oraz mięśni twarzy (zmiany mimiki, rozmowa).

Celem pierwszego etapu detekcji sakkad prezentowanej metody jest usunięcie składowej stałej oraz filtracja wygładzająca filtrem wielomianowym Savitzky'ego-Golaya [4]. W prezentowanym podejściu wykorzystywany jest stopień wielomianu równy 4 i długość filtru równa 25. W kolejnym kroku obliczana jest pochodna sygnału:

$$y(n) = x_{SG}(n) - x_{SG}(n-1), \tag{1}$$

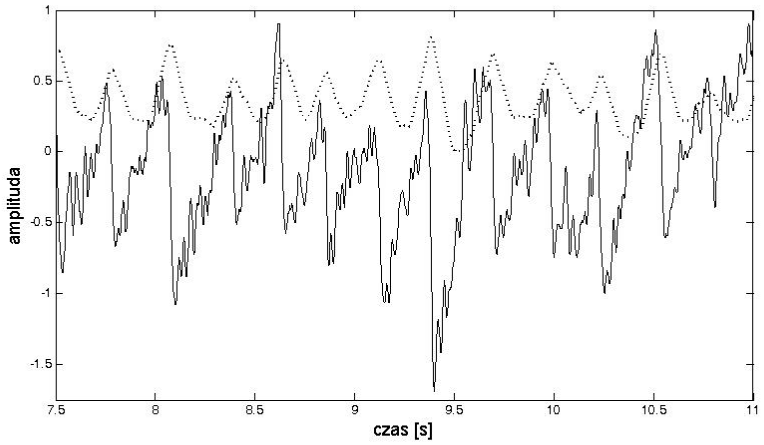
gdzie $x_{SG}(n)$ jest sygnałem po filtracji wygładzającej filtrem Savitzky'ego-Golay'a. Dzięki obliczeniu pochodnej możliwe jest uzyskanie informacji o szybkości zmian sygnału ENG. Informacja ta jest szczególnie istotna dla poprawnego wykrywania sakkad charakteryzujących się dużą dynamiką zmian sygnału. W celu uzyskania wygładzonego przebiegu sygnału pochodnej (odpowiadającej prędkości zmian rejestrowanego napięcia), wykonuje się wygładzanie za pomocą filtru ruchomej średniej o długości $N = 51$:

$$y_{ave}(n) = \mathrm{A} \cdot \frac{1}{2M+1} \sum_{i=-M}^{M} y(n+i), \tag{2}$$

gdzie: $N = 2M + 1$. Sygnał po wygładzeniu jest przemnażany przez wartość $\mathrm{A} = -1$ w celu odwrócenia fazy sygnału, dzięki czemu łatwiejsze jest wykrywanie lokalnych wartości maksymalnych odpowiadających wystąpieniu sakkad. Aby uniezależnić działanie metody od bezwzględnych wartości amplitud, sygnał $y_{ave}(n)$ poddany jest normalizacji do przedziału [0, 1]:

$$y_{norm}(n) = \frac{y_{ave}(n) - y_{\min}}{y_{\max} - y_{\min}}, \tag{3}$$

gdzie: $y_{\min}$ odpowiada globalnej wartości minimalnej sygnału, $y_{\max}$ odpowiada globalnej wartości maksymalnej sygnału. Na rysunku 2 przedstawiono sygnał ENG oraz odpowiadający mu przebieg sygnału $y_{norm}(n)$. Lokalne wartości maksymalne sygnału $y_{norm}(n)$ występują w miejscach, w których w sygnale ENG występuje szybki ruch sakkadyczny.



Rys. 2. Przebieg sygnału ENG (sygnał został przeskalowany w celu łatwiejszego porównania, linia ciągła) oraz sygnał znormalizowany $y_{norm}(n)$ (linia przerywana)

Określenie położenia sakkad jest możliwe, gdy zostanie wyznaczone położenie lokalnych wartości maksymalnych otrzymanych w sygnale $y_{norm}(n)$. W tym celu można wykorzystać metodę zaprezentowaną w [8]. Metoda ta jest oparta na poszukiwaniu miejsc przejścia przez zero pierwszej pochodnej analizowanego sygnału $y_{norm}(n)$. Dodatkowym zabezpieczeniem metody jest sprawdzanie dwóch warunków. Po pierwsze, czy analizowany sygnał $y_{norm}(n)$ przekracza określone nachylenie (S_{th}) oraz czy próbki sygnału $y_{norm}(n)$ są większe od zadanego progu amplitudowego (A_{th}). Te dwa parametry pozwalają na odróżnienie sakkad od zakłóceń (np. mrugnięcia). W pracy przyjęto $S_{th} = 0.7w^{-2}$, gdzie w jest szerokością wierzchołka odpowiadającego sakkadzie i $w = 100$. Problemem jest jednak odpowiedni dobór wartości progu amplitudowego A_{th}. Do tego celu zaproponowaliśmy zastosowanie grupowania rozmytego.

3. WYZNACZANIE PROGU AMPLITUDY NA PODSTAWIE WYNIKÓW ROZMYTEGO GRUPOWANIA

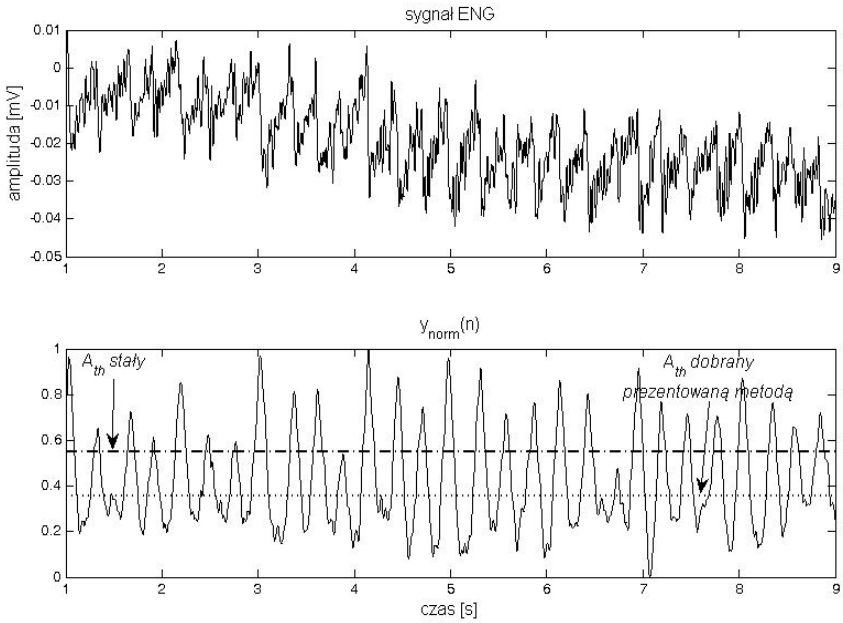
Zadaniem grupowania jest podział zbioru N elementów na c grup (podzbiorów, kategorii, klas, klasterów) zawierających obiekty podobne do siebie. Definicja kryterium podobieństwa bazuje na określonych właściwościach obiektu, które reprezentowane są przez tzw. wektor cech. Wiele algorytmów grupowania zdefiniowano jako zadanie minimalizacji pewnej funkcji skalarnej nazywanej wskaźnikiem jakości grupowania. Wśród nich wyróżnić można klasę algorytmów grupowania rozmytego, która zakłada możliwość częściowej przynależności obiektu do grupy. W zaproponowanym rozwiązaniu wykorzystana została procedura rozmytych c-średnich (Fuzzy c-Means, FCM) [2, 4]. W metodzie FCM grupy reprezentowane są przez tzw. prototypy $\mathbf{v}_i$ ($\forall i$=1,2,…,c), zdefiniowane jako ważona średnia elementów grupy:

$$\underset{1\le i\le c}{\forall} \mathbf{v}_i = \frac{\sum_{k=1}^{N} (u_{ik})^r \mathbf{x}_k}{\sum_{k=1}^{N} (u_{ik})^r}, \tag{4}$$

gdzie $\mathbf{x}_k$ jest wektorem cech reprezentującym k-ty element, r jest parametrem określającym rozmytość tworzonych grup (zwykle $r = 2$), a $u_{ik} \in [0, 1]$ jest elementem macierzy podziału $\mathbf{U}$. Macierz podziału definiuje stopień przynależności obiektów do tworzonych grup. Zerowa wartość u_{ik} wskazuje na brak przynależności elementu o indeksie k do grupy o indeksie i, natomiast $u_{ik} = 1$ określa pełną przynależność do grupy.

Możliwym położeniem sakkady jest miejscem wystąpienia maksimum lokalnego sygnału szybkości zmian ENG. Z tego względu jako wektory cech (w naszym podejściu sprowadzające się do wartości skalarnych) wykorzystane zostały wartości sygnału $y_{norm}(n)$ będące maksimami lokalnymi (przy założeniu sąsiedztwa o wielkości pojedynczej próbki) tzn.

$$x_k = y_{norm}(n)\big|_{y_{norm}(n-1)\le y_{norm}(n)\le y_{norm}(n+1)}. \tag{5}$$



Rys. 3. Sygnał ENG (rysunek górny) oraz sygnał $y_{\mathrm{norm}}(n)$ (rysunek dolny) oraz zaznaczone progi amplitudowe A_{th} dobierany prezentowaną metodą (linia kropkowana) oraz dobierany manualnie (linia przerywana).

Podczas analizy kształtu sygnału $y_{norm}(n)$ wyróżnić można trzy grupy maksimów lokalnych: o „niskiej" ($i = 1$), „średniej" ($i = 2$) oraz „dużej" ($i = 3$) amplitudzie, reprezentujące odpowiednio zakłócenia (grupa pierwsza) oraz miejsca możliwych wystąpień sakkad. Z tego względu podczas grupowania poszukiwane są trzy grupy ($c = 3$) wektorów cech x_k. Wielkość progu A_{th} zdefiniowana została jako wartość minimalna z grupy próbek o średnich i dużych wartościach amplitud, które charakteryzują się wysokim stopniem przynależności (u_{2k} lub $u_{3k} > 0.75$) do jednej z tych grup:

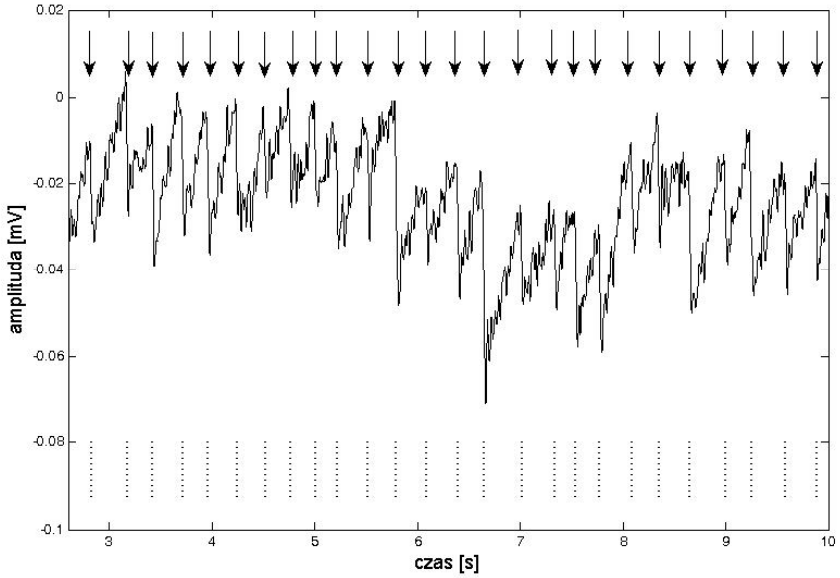
$$\mathrm{A}_{th} = \min_k \left(x_k \big|_{\max(u_{2k},u_{3k})>0.75} \right). \tag{6}$$

Przykład działania zaproponowanej metody przedstawiono na rysunku 3. Manualnie dobierana wartość A_{th} wymaga znajomości przebiegu sygnału $y_{\mathrm{norm}}(n)$, co może prowadzić do pominięcia szczytów lokalnych i w konsekwencji nie wykrycia sakkady. Metoda automatyczna pozwala na adaptacyjny dobór progu amplitudy tak, by większość sakkad została wykryta.

4. WYNIKI I DYSKUSJA

Główną cechą prezentowanej metody jest możliwość automatycznego dobierania wartości progu amplitudowego z wykorzystaniem rozmytego grupowania. Aby ocenić jakość rozwiązania zarejestrowano rzeczywisty sygnał ENG z wykorzystaniem systemu pomiarowego BIOPAC MP-36. Trzy pozłacane elektrody miseczkowe o średnicy 6 mm założono wokół jednego oka w taki sposób, by rejestrować ruch gałki ocznej w płaszczyźnie poziomej. Zjawisko oczopląsu optokinetycznego wywołano umieszczając w polu widzenia

osoby badanej obracający się walec, na którego powierzchni bocznej znajdują się naprzemiennie, pionowe białe i czarne paski o znanej szerokości. Sygnał ENG próbkowany był z częstotliwością 500 Hz. Przykładowe wyniki detekcji sakkad pokazano na rysunku 4. W sygnale wyróżnić można 26 sakkad związanych ze zjawiskiem OKN. Zastosowanie zaproponowanej metody detekcji pozwoliło na bezbłędne wykrycie wszystkich sakkad występujących w analizowanym sygnale.



Rys. 4. Przykład sygnału ENG z cyklami OKN wraz z wykrytymi kaskadami (strzałki wskazują na sakkady występujące w prezentowanym sygnale, linia kropkowana odpowiada sakkadom wykrytym za pomocą zaproponowanej metody detekcji).

5. WNIOSKI

W pracy przedstawiono nowe podejście do wykrywania ruchów sakkadycznych gałki ocznej (będących wynikiem oczopląsu optokinetycznego) na podstawie analizy sygnału elektronystagmograficznego. Zaproponowana metoda opiera się na odpowiednim doborze progu amplitudowego dla przefiltrowanego i znormalizowanego sygnału szybkości zmian ENG, którego wartość estymowana jest za pomocą grupowania rozmytego. Głównym zadaniem pierwszego etapu przetwarzania sygnału ENG jest tłumienie zakłóceń oraz wzmocnienie tych cech sygnału, które pozwalają jednoznacznie określić prawidłowe położenie sakkad. Dobór właściwej struktury tego etapu przetwarzania sygnału prowadzi do uzyskania fali, której wierzchołki w sposób jednoznaczny odpowiadają położeniu sakkad. Wykorzystanie grupowania rozmytego prowadzi do efektywnego, automatycznego określenia progu amplitudy sygnału, na podstawie którego wyznaczane jest dokładne położenie sakkad. Zaprezentowana metoda pozwala na badanie zjawiska oczopląsu optokinetycznego. Dokładne pozycjonowanie sakkad jest konieczne dla precyzyjnego określenia parametrów cyklu oczopląsu optokinetycznego, będących podstawą dla dokładnego modelowania ruchu oka.

LITERATURA

[1] Barea R., Boquete L., Mazo M., López E., Wheelchair Guidance Strategies Using EOG, Journal of Intelligent and Robotic Systems 34, 2002, s.279-299.
[2] Bezdek J.C., Pattern Recognition with Fuzzy Objective Function Algorithms. Plenum Press, New York, 1982.

[3] Clement R.A., Whittle J.P., Muldoon M.R., Abadi R.V., Broomhead D.S., Akman O., Characterisation of congenital nystagmus waveforms in terms of periodic orbits, Vision Research, 42, 2002, s.2123-2130.
[4] Czabański R., Pander T., Przybyła T., Fuzzy approach to saccades detection in optokinetic nystagmus, International Conference on Man-Machine Interactions, October 22-25, 2013, Brenna, Poland (accepted to print).
[5] Kim K.G., Ko J.S., Park B.R., A new measuring method of slow component velocity for OKN signal, IEEE 5th Inter. Conference on Power Electronics and Drive Systems, 2003, s.973-977.
[6] Knap CH.M., Gottlob I., Mclean R., Proudlock F., Horizontal and vertical look and stare optokinetic nystagmus in healthy adult volunteers, Investigative Ophthalmology & Visual Science, vol. 49, No 2, 2008, s.581-588.
[7] Niemenlehto P.H., Constant false alarm rate detection of saccadic eye movements in electro-oculography, Computer Methods and Programs in Biomedicine, 96, 2009, s.158-171.
[8] O'Haver T., Peak Finding and Measurement, (dostępna: luty 2013), http://terpconnect.umd.edu/~toh/spectrum/PeakFindingandMeasurement.htm
[9] Pasquariello G., Cesarelli M., Romano M., La Gata A., Bifulco P., Fratini A., Waveform type evaluation in congenital nystagmus, Computer Method and Programs in Biomedicine, 100, 2010, s.49-58.
[10] Sheth N.V., Dell'osso L.F., Leigh R.J., van Doren CL., Peckham H.P., The effects of afferent stimulation on congenital nystagmus foveation periods, Vision Research, 35, 1995, s.2371-2382.

AN APPLICATION OF FUZZY CLUSTERING FOR SACCADE DETECTION IN ENG SIGNAL

The electronystagmography (ENG) signal corresponding to nystagmus has a form of a saw tooth waveform with fast components related to saccades. The accurate detection of saccades in ENG signal is the base for the further estimation of the nystagmus characteristic. The proposed algorithm is based on the proper filtering of the ENG signal providing a waveform with amplitude peaks corresponding the fast eyes rotation. The correct recognition of the local maxima of the signal is obtained by the means of fuzzy c-means clustering (FCM). The proposed algorithm is highly sensitive and allows for the automatic and precise localization of the saccades in ENG signal.

Zygmunt PODOLEC, Centrum Badawczo Rozwojowe MEDiNET, Kraków
Dorota KOZŁOWSKA, Centrum Badawczo Rozwojowe MEDiNET, Kraków
Daria PANEK, Katedra Automatyki i Inżynierii Biomedycznej, AGH, Kraków

ZASTOSOWANIE FREEFLOWMETRII W OCENIE PARAMETRÓW ODDECHOWYCH MŁODYCH PŁYWAKÓW

Streszczenie: Badanie freeflowmetryczne (FFM) pozwala na ocenę wpływu techniki wydechu na wartości parametrów oddechowych. W niniejszym projekcie wykorzystano badanie FFM w celu zbadania mechanizmów zmian zachodzących w układzie oddechowym na skutek treningu pływackiego. Stwierdzono, że zastosowanie wydechu przez zasznurowane usta i przez nos istotnie redukuje pułapkę powietrzną. Pozwala to przypuszczać, że przyczyną występowania pułapki powietrznej u pływaków może być wiotkość dróg oddechowych.

Słowa kluczowe: pływacy, badania czynnościowe płuc, spirometria, freeflowmetria

1. WSTĘP

Długotrwałe przebywanie w na terenie basenów z wodą chlorowaną i uprawianie sportu wymagającego wysokiej wentylacji minutowej prowadzi do zmiany reaktywności dróg oddechowych, a w konsekwencji do wystąpienia objawów nadreaktywności oskrzeli i/lub powysiłkowego skurczu oskrzeli [1,2,3]. Z tego powodu częstotliwość występowania astmy jest znacząco wyższa u pływaków niż u innych wyczynowych sportowców [4]. Nawet wśród młodych pływaków stwierdzono typowe dla astmatyków zmiany w o charakterze zapalnym i strukturalnym w obrębie oskrzeli [1].

Zwiększone ryzyko występowania chorób płuc u pływaków powoduje potrzebę przeprowadzania regularnych badań pozwalających na ocenę czynnościową oraz stwierdzenie zmian strukturalnych w obrębie układu oddechowego. W chwili obecnej nie ma uniwersalnego badania pozwalającego na kompleksową ocenę czynności układu oddechowego. W niniejszym projekcie wykorzystano innowacyjne badanie FFM pozwalające na szeroką analizę parametrów oddechowych w celu oceny mechanizmów zmian zachodzących w układzie oddechowym na skutek treningu pływackiego.

2. MATERIAŁ I METODY

2.1 Materiał

Przebadano 32 uczniów szkoły sportowej. Do grupy badawczej włączono uczniów w wieku 14-19 lat regularnie trenujących pływanie, którzy wyrazili zgodę na uczestnictwo w badaniu.

2.2 Badanie Freeflowmetryczne (FFM)

Badanie FFM jest nowoczesną metodą pomiaru przepływu i objętości powietrza podczas natężonego i swobodnego oddychania przez otwarte i „zasznurowane" usta oraz przez nos. Zastosowanie szczelnej maski połączonej z pneumotachografem dPP® umożliwia w czasie wydechu dostosowanie oporu jamy ustnej w celu ograniczenia zapadalności dróg oddechowych. Podczas badania przeprowadzono dynamiczne pomiary FFM z oddychaniem przez otwarte i „zasznurowane" usta oraz przez nos.

2.3 Badanie spirometryczne

W badaniu wykonano również pomiar spirometryczny dynamiczny i statyczny z zastosowaniem spirometru diagnostycznego PNEUMO® produkcji abcMED® połączonego z pneumotachografem dPP® i jednorazowym ustnikiem standardowym. Wszystkie pomiary zostały wykonane zgodnie ze standardem American Thoracic Society i European Respiratory Society (ATS/ERS) z 2005 roku [5] i Polskiego Towarzystwa Chorób Płuc (PTChP) [6].

3. WYNIKI

Na podstawie badania spirometrycznego określono występowanie pułapki powietrznej (AT) u badanych zdefiniowanej jako różnica wartości pomiędzy natężoną wdechową pojemnością życiową (FIVC) i natężoną pojemnością życiową (FVC). U 15 osób stwierdzono obecność AT w badaniu spirometrycznym. Średnia wartość AT u badanych wynosiła 170 ml, a maksymalna sięgała 560 ml.

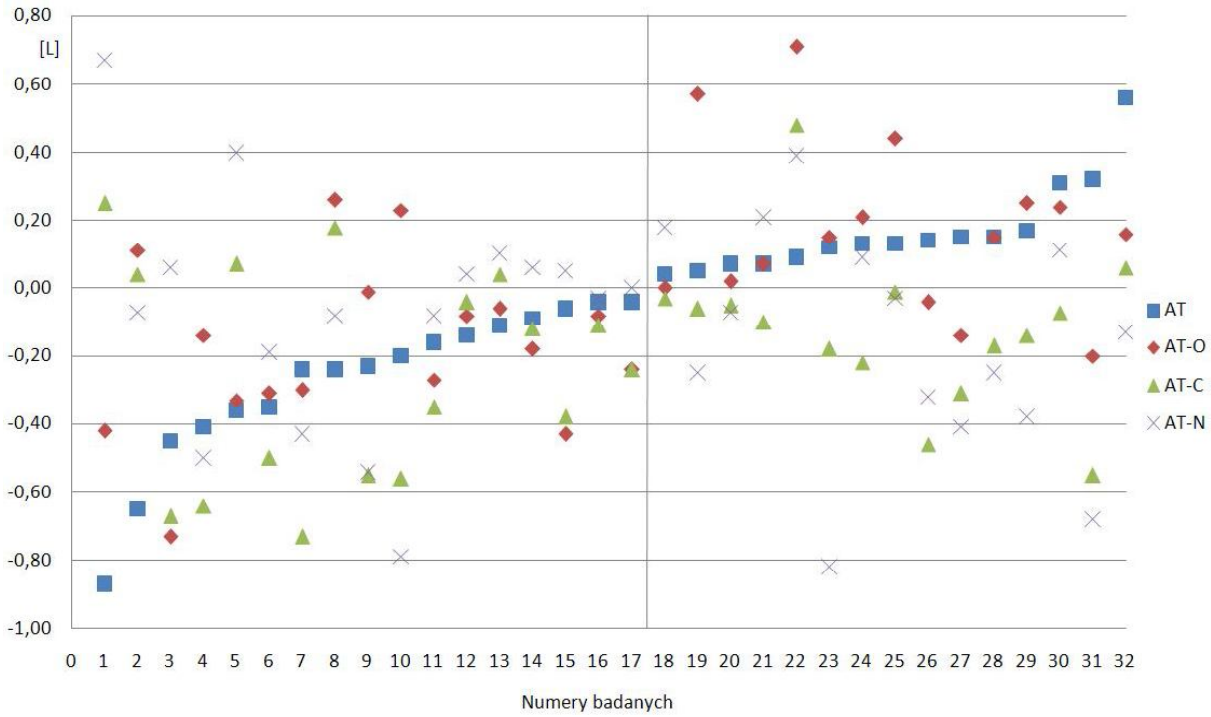
Porównano wartości zmierzone w badaniu spirometrycznym dla poszczególnych grup z wartościami należnymi dla wzrostu, płci i wieku (patrz tabela 1). Stwierdzono, że w obu grupach wartości FIVC są istotnie wyższe od wartości należnych. W grupie bez AT wartości FVC oraz natężonej pierwszosekundowej objętości wydechowej (FEV1) są także istotnie wyższe od wartości należnych. Natomiast w grupie osób z AT wartości FVC i FEV1 nie odbiegają istotnie od wartości należnych.

Tabela 1. Wartości p w teście t Studenta dla par zależnych dla porównania zmierzonych parametrów spirometrycznych z odpowiednimi wartościami należnymi

P w sparowanym teście t Studenta				
	FVC	FIVC	PEF	FEV1
AT	0,054	**0,013**	0,507	0,089
bez AT	**<0,001**	**0,014**	0,128	**0,012**

W badaniu FFM wyliczono pułapki powietrzne będące różnicami odpowiednio wdechu i wydechu przez otwarte usta (AT-O), wdechu przez otwarte usta i wydechu przez zasznurowane usta (AT-C) oraz wdechu przez otwarte usta i wydechu przez nos (AT-N). Wartości pułapek powietrznych u badanych przedstawia rysunek 1.

Analizę danych pochodzących z badania FFM przeprowadzono osobno dla grupy z AT (15 osób) na podstawie badania spirometrycznego oraz dla grupy bez AT (17 osób). Przeprowadzono analizę statystyczną w celu znalezienia istotnych różnic statystycznych (poziom istotności $p<0.05$). W tym celu wykorzystano regresję logistyczną, w której podzielono wyniki na 2 grupy – osoby u których występowała AT (wartość 1) oraz osoby u których nie stwierdzono AT (wartość 0) oraz porównano wyniki dla badania spirometrycznego oraz FFM.



Rysunek 1. Porównanie wartości pułapek powietrznych w badaniu spirometrycznym i FFM

Stwierdzono, że zastosowanie wydechu przez „zasznurowane" usta i przez nos redukuje pułapkę powietrzną u badanych. Zależność ta jest statystycznie istotna u osób, u których została stwierdzona AT w badaniu spirometrycznym. U pozostałych osób różnice wartości w poszczególnych pomiarach nie są istotnie różne.

4. DYSKUSJA

Sorkness i współpracownicy wykorzystali spadek FVC w stosunku do wartości należnych jako wskaźnik istnienia pułapki powietrznej i różnicowali na jego podstawie fenotyp astmy ciężkiej w odróżnieniu od spadku FEV1/FVC bez obecności pułapki powietrznej w innych postaciach astmy. Ich praca potwierdza istnienie zjawiska pułapki powietrznej w astmie i istotność jej wykrywania dla praktyki klinicznej. Badacze nie mierzyli parametrów wdechowych spirometrii, więc ich możliwości analizy zapadalności oskrzeli były ograniczone w porównaniu do naszych badań [7].

Zmniejszenie pułapki powietrznej na skutek wykonywania wydechu przez zasznurowane usta i przez nos, wskazuje iż przyczyną występowania pułapki powietrznej u pływaków może być wiotkość powodująca zapadanie dróg oddechowych w czasie wydechu. Prawdopodobną przyczyną jest spowodowany treningiem pływackim nierównomierny wzrost objętości płuc. Przemawia za tym porównanie wartości uzyskanych w badaniu spirometrycznym: w grupie z AT stwierdzono wzrost wartości FIVC bez wzrostu wartości FVC w porównaniu do wartości należnych. Konsekwencje tego zjawiska nie są jak dotąd znane i wymagają dalszych badań. Pewien niepokój budzą doniesienia dotyczące przedwczesnych zgonów u pływaków spowodowane obrzękiem płuc o nieznanej etiologii [8].

5. WNIOSKI

Wskazane jest poszerzenie grupy osób badanych o pływaków zakwalifikowanych do kadry seniorów i juniorów oraz porównanie wyników z przebiegiem treningu oraz wynikami i stylem pływania.

Rozstrzygające może być wykonanie badania tomograficznego płuc na wdechu i wydechu z ilościową rekonstrukcją (QCT – ilościowej tomografii komputerowej) w z zakresie pomiaru całkowitej pojemności płuc, wymiarów dróg oddechowych oraz stopnia i rozmieszczenia rozdęcia płuc.

LITERATURA

[1] Anderson S.D., Kippelen P.: Airway injury as a mechanism for exercise-induced bronchoconstriction in elite athletes. The Journal of allergy and clinical immunology, vol. 122, no. 2, 2008, s.225–235.
[2] Bougault V., Boulet L.P.: Airway dysfunction in swimmers. British journal of sports medicine, vol. 46, no. 6, 2012, s.402–406.
[3] Parsons J.P., Mastronarde J.G.: Exercise-induced bronchoconstriction in athletes. Chest, vol. 128, no. 6, 2005, s.3966–3974.
[4] Goodman M., Hays S.: Asthma and swimming: a meta-analysis. The Journal of asthma official journal of the Association for the Care of Asthma, vol. 45, no. 8, 2008, s.639–647.
[5] Miller M.R., Hankinson J., Brusasco V. i wsp.: Standardisation of spirometry. The European respiratory journal, vol. 26, no. 2, 2005, s. 319–38.
[6] Boros P., Franczuk M., Wesołowski S.: Zalecenia polskiego towarzystwa chorób płuc dotyczące wykonywania badań spirometrycznych. Pneumonologia i Alergologia Polska, vol. 74, suppl. 1, 2006.
[7] Sorkness R.L., Bleecker E.R., Busse W.W. i wsp.: Lung function in adults with stable but severe asthma: air trapping and incomplete reversal of obstruction with bronchodilation. Journal of applied physiology, vol 104, no. 2, 2008, s. 394–403.
[8] Miller C.C., Calder-Becker K., Modave F.: Swimming-induced pulmonary edema in triathletes. The American journal of emergency medicine, vol 28, no. 8, 2010, s. 941–946.

APPLICATION OF FREEFLOWMETRY IN MEASURING LUNG FUNCTION IN YOUNG COMPETITIVE SWIMMERS

Abstract: Freeflowmetry allows to evaluate influence of exhalation technique on spirometric parameters. This project uses freeflowmetric examination to explore the changes occurring in respiratory tract of young swimmers. We found that pursed lips breathing and nose breathing significantly reduces air trapping. Therefore, it is possible that air trapping in swimmers may be caused by limpness of respiratory tract.

Piotr PROCHOR, Piotr BORKOWSKI, Katedra Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Politechnika Białostocka, Białystok

PROJEKT URZĄDZENIA REHABILITACYJNEGO DŁONI Z WYKORZYSTANIEM MIĘŚNIA MC'KIBBENA

Streszczenie: Artykuł przedstawia koncepcję urządzenia rehabilitacyjnego wykorzystywanego do rehabilitacji dłoni objętej spastycznością. Głównym elementem projektu jest sztuczny mięsień Mc'Kibbena, który odpowiada za zgięcie grzbietowe nadgarstka i palców. Całość przymocowana jest do elastycznej rękawiczki pozwalającej dopasować urządzenie do większości pacjentów. Ze względu na zastosowane elementy urządzenie pozwala na bierną rehabilitację pacjenta w warunkach domowych.

Słowa kluczowe: rehabilitacja, dłoń, spastyczność, mięsień Mc'Kibbena

1. WSTĘP

Dysfunkcje kończyny górnej (np. spastyczność dłoni) to częste dolegliwości będące konsekwencją wylewów, udarów, czy też wypadków komunikacyjnych. Do rehabilitacji pacjenta stosowane są różnego rodzaju urządzenia, których konstrukcja pozwala na czynne oraz bierne ćwiczenie mięśni. Jednym z rodzajów stosowanych napędów są pneumatyczne mięśnie Mc'Kibbena. Charakteryzują się prostą budową oraz możliwością osiągania dużych mocy w stosunku do małej masy. Opisywany projekt studencki ma na celu wykorzystanie sztucznego mięśnia w rehabilitacji dłoni.

2. PROJEKT URZĄDZENIA REHABILITACYJNEGO DŁONI Z WYKORZYSTANIEM MIĘŚNIA MC'KIBBENA

2.1. Spastyczność jako problem kliniczny

Spastyczność jest to forma wzmożonego napięcia mięśniowego, którą w obrębie dłoni charakteryzuje przedstawiony na rys. 1 objaw tzw. „scyzorykowy" polegający na narastaniu oporu do pewnego punktu [1], po którym napięcie mięśniowe maleje. Jest ona skutkiem wielu chorób ośrodkowego układu nerwowego (OUN), do których zaliczamy: stwardnienie rozsiane, udar mózgu, mózgowe porażenie dziecięce, urazy mózgu i rdzenia kręgowego.

Nieleczona spastyczność może prowadzić do powstania szeregu powikłań jak utrwalone wzorce ułożenia dłoni, powstanie zwyrodnień kostnych czy również zaników mięśniowych. Wszystko to powoduje trudności zarówno w przeprowadzaniu rehabilitacji jak i przede wszystkim w życiu codziennym pacjenta.

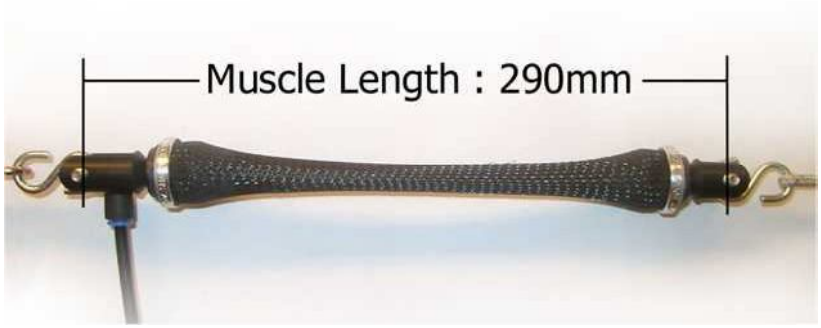
Obecnie stosuje się głównie leczenie farmakologiczne z wykorzystaniem leków takich jak Diazepam, Tetrazepam, Baklofen [1], które mogą powodować niepożądane objawy typu: senność, zmęczenie, znużenie, ospałość itd. Poza farmakoterapią stosowane są również

zabiegi chirurgiczne (przy których również istnieje możliwość wystąpienia powikłań), a także czynności rehabilitacyjne.

Rys.1. Przekręcony nadgarstek jako przykład spastyczności dłoni występującej po udarze [2]

2.2 Mięsień Mc'Kibbena jako podstawowy element projektowanego urządzenia

Mięsień Mc'Kibbena zilustrowany przez rys. 2, to siłownik jednostronnego działania, który składa się z gumowej rurki, elementów usztywniających (z czego jeden zawiera otwór) oraz splotu (najczęściej rombowego). Splot ten częściowo ogranicza skracanie się sztucznego mięśnia po dopływie powietrza oraz redukuje prędkość jego skracania [4].



Rys.2. Przykładowy mięsień Mc'Kibbena [3]

Parametry osiągane przez mięsień Mc'Kibbena według www.robots.pl:

- stosunek mocy do masy: 1kW/kg,
- siła generowana z przekroju poprzecznego 300N/cm^2 (siła właściwa mięśni człowieka czyli wartość siły mięśnia przypadająca na jednostkę powierzchni wynosi średnio 30N/cm^2 [5]).

2.3. Cel stosowania projektowanego urządzenia

Stosowanie przedstawionego urządzenia ma na celu osiągnięciu poprawy funkcji ruchowych dłoni objętych omawianym zaburzeniem. Urządzenie te umożliwia prawidłowe przeprowadzenie biernej rehabilitacji w warunkach domowych, dzięki czemu pacjent mógłby uzyskać:

- poprawę chodu,
- poprawę ułożenia kończyn podczas wypoczynku,
- zwiększenie mobilności na wózku inwalidzkim lub przy użytkowaniu chodzika.

2.4. Założenia konstrukcyjne

W podstawowych założeniach konstrukcyjnych projektowanego sprzętu można wyodrębnić następujące cechy:

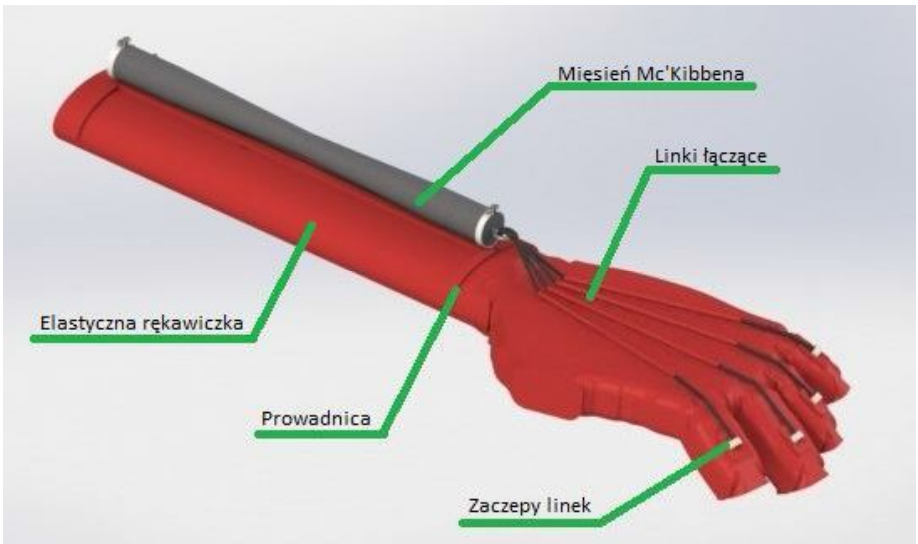
- niewielki ciężar całkowity

- uniwersalność z jednoczesną możliwością dostosowania do indywidualnych parametrów antropometrycznych pacjenta,
- niska prędkość ciągu linek,
- regulowany czas działania mięśnia Mc'Kibbena za pomocą elektromagnesu występującego w zaworze kontrolującym przepływ powietrza,
- urządzenie przystosowane do biernej rehabilitacji pacjenta w warunkach domowych.

2.5. Struktura wykonanego projektu

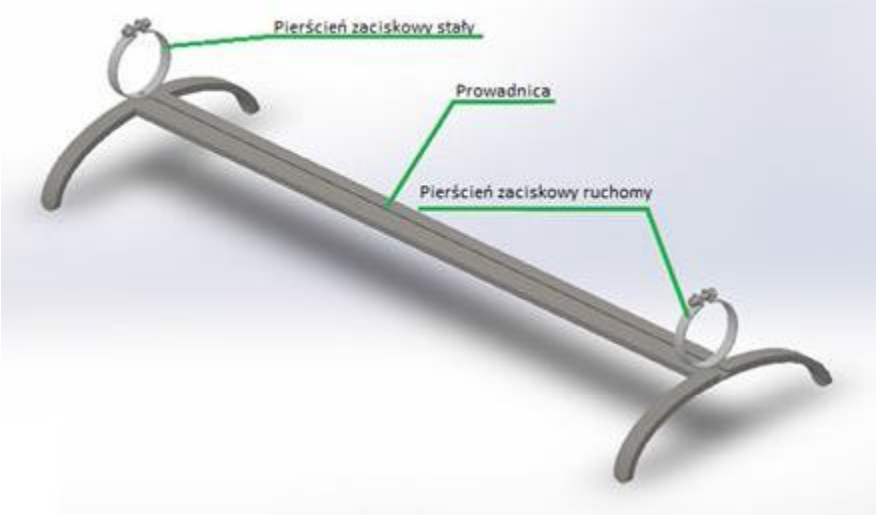
Schemat projektowanego urządzenia przedstawiony na rys. 3 ukazuje wszystkie elementy połączone z rękawicą wykonaną z elastycznego materiału. Cecha ta pozwala na dopasowanie do indywidualnych, antropometrycznych wymiarów pacjenta, jednocześnie czyniąc urządzenie uniwersalnym. Sztuczny mięsień podłączony jest elastyczną rurką do zaworu kierującego przepływem powietrza. Źródłem powietrza jest pojemnik ze sprężonym powietrzem, które napływając do mięśnia Mc'Kibbena powoduje jego ruch. Zwiększenie ciśnienia wewnątrz sztucznego mięśnia skutkuje stopniowym zwiększaniem jego średnicy, z jednoczesnym zmniejszeniem jego długości. Powoduje to pociągnięcie nierozciągliwych linek w stronę skracania się mięśnia Mc'Kibbena czyli wzdłuż wcięcia w prowadnicy. Linki przymocowane są do zaczepów znajdujących się na bliższych paliczkach czterech palców dłoni (oprócz kciuka). Dzięki temu połączeniu po napływie powietrza do mięśnia Mc'Kibbena uzyskuje się zgięcie grzbietowe palców dłoni wraz z nadgarstkiem, po którym ruch powrotny realizowany jest na skutek istniejącego stanu chorobowego.

Projektowane urządzenie posiada czujnik mierzący opór stawiany przez dłoń. Gdy mierzony opór jest zbyt wysoki, czujnik powoduje wyłączenie urządzenia poprzez zamknięcie dopływu powierza w zaworze kierującym jego przepływem. Stanowi to zabezpieczenie przed spowodowaniem jakichkolwiek uszkodzeń wynikających z użytkowania urządzenia.



Rys.3. Urządzenie rehabilitacyjne dłoni wykorzystujące mięsień Mc'Kibbena (wizualizacja wykonana w programie SolidWorks2012)

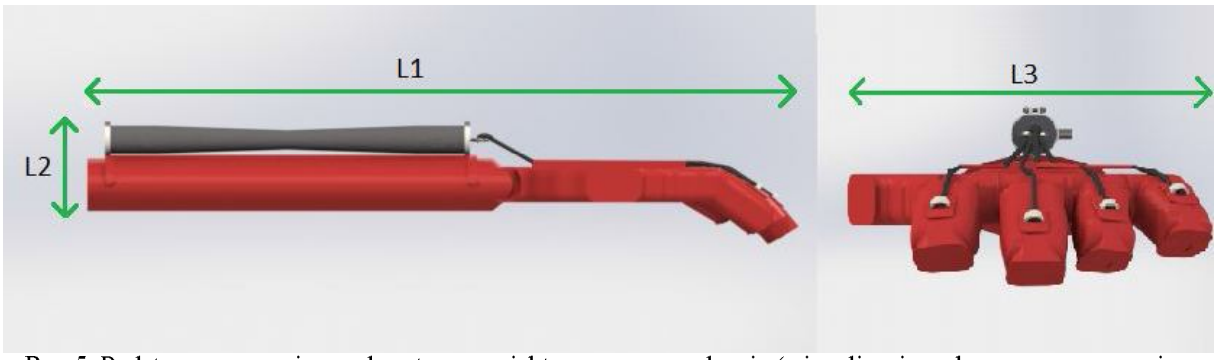
Projekt urządzenia zakłada wykorzystanie prowadnicy wraz z pierścieniami zaciskowymi, których połączenie przedstawia rys.4. Jeden z dwóch pierścieni jest unieruchomiony na stałe, natomiast drugi ma możliwość ruchu wzdłuż wcięcia w prowadnicy, co pozwala na skracanie się mięśnia Mc'Kibbena w odpowiednich kierunkach. Zaciśnięcie pierścieni uzyskuje się poprzez śruby z nakrętkami.



Rys.4. Prowadnica wraz z pierścieniami zaciskowymi (wizualizacja wykonana w programie SolidWorks2012)

Podczas projektowania urządzenia kierowano się średnimi wymiarami ręki (przedstawionymi na rys. 6), ujętymi w atlasie miar człowieka [6]. Przykładowe wymiary gabarytowe (zmienne w zależności od parametrów antropometrycznych pacjenta, opracowane na podstawie danych wynikających z modelów centylowych człowieka) ilustruje rys. 5:

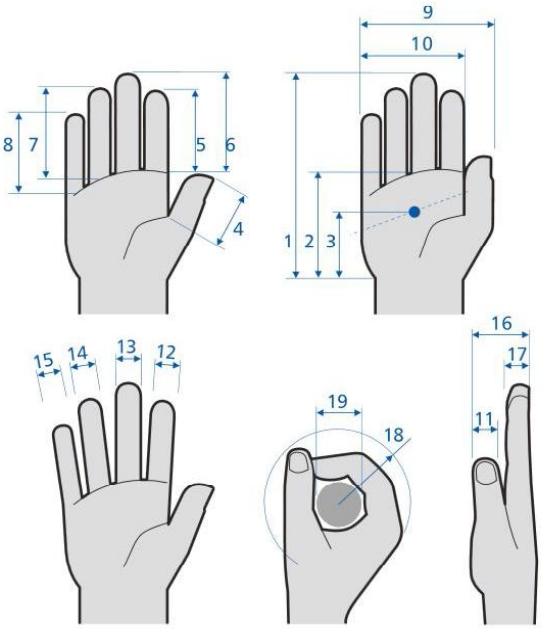
- długość 400mm (L1),
- wysokość 35mm (L2),
- szerokość 75mm (L3).



Rys.5. Podstawowe wymiary gabarytowe projektowanego urządzenia (wizualizacja wykonana w programie SolidWorks2012)

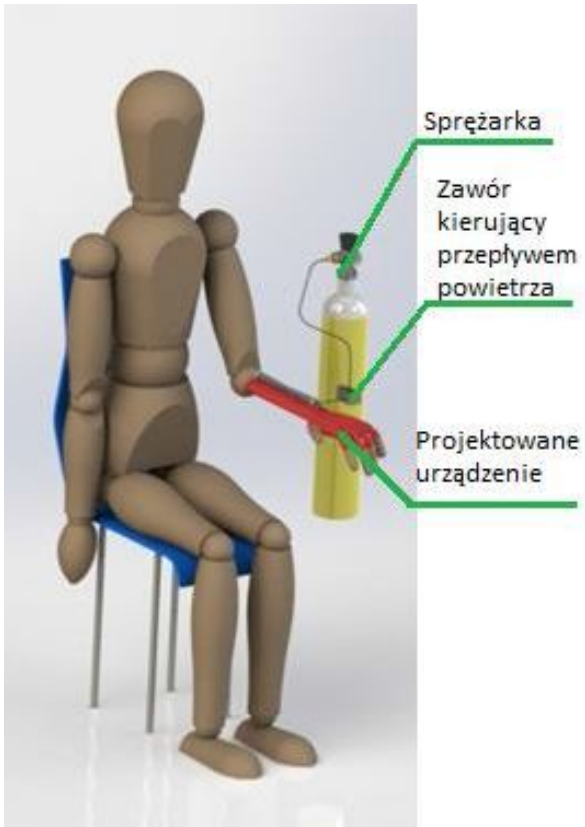
Wymiary ręki: długości, szerokości, grubości, obwody, promienie **8**

	5 c	50 c	95 c
1	18,1	19,6	21,0
2	10,5	11,5	12,7
3	8,9	10,0	10,8
4	5,9	6,7	7,7
5	8,6	9,7	10,9
6	10,0	11,1	12,3
7	9,1	10,4	11,5
8	7,2	8,5	9,5
9	10,1	11,0	12,1
10	8,2	9,0	9,8
11	2,3	2,7	3,1
12	1,8	2,1	2,4
13	1,8	2,1	2,4
14	1,7	1,9	2,3
15	1,5	1,7	2,0
16	4,8	5,3	6,1
17	2.6	3.1	3.5
18	5,1	5,4	5,8
19	3,5	4,0	4,6



Rys.6. Wymiary ręki [6]

Sposób wykonania urządzenia umożliwia wykorzystanie go zarówno w pozycji leżącej, jak i siedzącej. Potencjalny wygląd urządzenia wraz z osprzętem oraz sposób jego użytkowania przedstawiony jest na rys. 7.



Rys.7. Projektowane urządzenie w trakcie użytkowania (wizualizacja wykonana w programie SolidWorks2012)

3. WNIOSKI

Dysfunkcje w obrębie dłoni stanowią dużą niedogodność utrudniając, bądź też uniemożliwiając wykonywanie codziennych czynności. Rehabilitacja tego typu schorzeń jest zazwyczaj długotrwała dlatego też popularne jest stosowanie różnego rodzaju urządzeń rehabilitacyjnych. Zaprojektowane urządzenie pozwala na bierną rehabilitację dłoni, a dzięki swej prostocie i uniwersalności może być po krótkim szkoleniu obsługiwane przez pacjenta w warunkach domowych. Jedyną wadą ograniczającą możliwości urządzenia jest brak mobilności wynikający z konieczności podłączenia urządzenia do sprężarki. Możliwe jest podłączenie do zamkniętego obiegu powietrza (pojemnika ze sprężonym powietrzem), jednak wówczas wydajność urządzenia jest znacznie niższa niż w przypadku korzystania z butli ze sprężonym powietrzem, a jego użytkowanie generuje większe koszty ze względu na uzupełnianie pojemników. Szacowane koszty wykonania prototypu prezentowanego urządzenia wynosi ok. 500zł.

LITERATURA

[1] Kmieć T.: Leczenie spastyczności i innych objawów neurologicznych. W Opieka paliatywna nad dziećmi, pod red. T. Dangla. Wyd. IX, Warszawskie Hospicjum dla Dzieci – IMiDz, Warszawa, 2003.
[2] http://www.udarowcy.com.pl [dostęp 15.09.2013].
[3] http://www.robots.pl [dostęp 15.09.2013].
[4] Ching-Ping C., Hannaford B.: Measurement and Modeling of Mc'Kibben Pneumatic Artificial Muscles, Department of Electrical Engineering, University of Washington, Seattle, Washington 1995.
[5] Bober T., Zawadzki J.: Biomechanika układu ruchu człowieka. Wydanie II, poprawione, Katedra Biomechaniki Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Wrocław 2003.
[6] Gedliczka A.: Atlas miar człowieka. Centralny Instytut Ochrony Pracy, Warszawa 2001.

DESIGN OF HAND REHABILITATION DEVICE USING MC'KIBBEN MUSCLE

Abstract: The present article discusses an idea of a rehabilitation device used to rehab a spastic palm. A major element of the project is artificial Mc'Kibben's muscle which is responsible for the dorsiflexion of wrist and fingers. The entirety is attached to an elastic glove that allows to adjust the device to the majority of possible patients. Due to the elements used the device makes a passive rehabilitation in any house conditions possible.

Sandra SOBIESKA, Brygida ZIMOWSKA, Sylwia ŁAGAN, Instytut Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

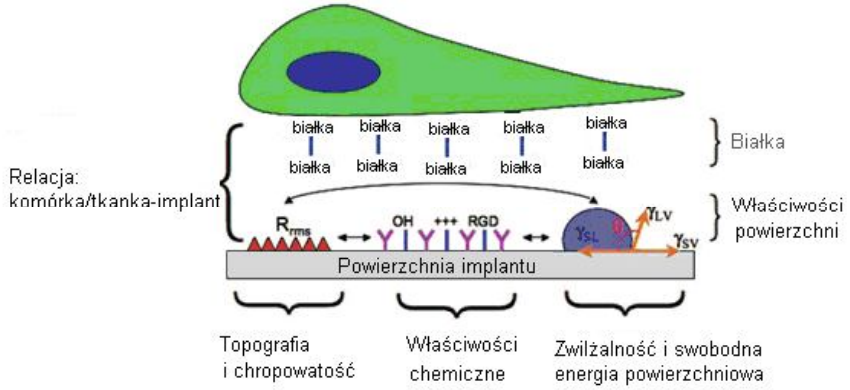
PORÓWNANIE ZWILŻALNOŚCI ORAZ SWOBODNEJ ENERGII POWIERZCHNIOWEJ BIOMATERIAŁÓW I TKANKI KOSTNEJ

Streszczenie: Celem przedstawionych badań było porównanie zwilżalności oraz swobodnej energii powierzchniowej tkanki kostnej i chrzęstnej pochodzenia zwierzęcego oraz wybranych biomateriałów, wykorzystując model Owens'a-Wendt'a. W badaniach przeprowadzonych w Zakładzie Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki Politechniki Krakowskiej wyznaczono również kąt zwilżania tych materiałów.

Słowa kluczowe: kąt zwilżania, swobodna energia powierzchniowa, model Owens'a-Wendt'a, hydrofobowość, hydrofilowość

1. WSTĘP

Powierzchnie kontaktowe biomateriałów poddawane są wielu analizom, w tym również pod względem reakcji na roztwory wodne. Metodyka badań kości uwzględnia badania *in vitro*, które wymagają odtworzenia i dostosowania warunków fizycznych i chemicznych do obiektu badań (rys.1). Drugim rodzajem badań są badania *in vivo*, które z kolei sprawdzają się przede wszystkim do badań pośrednich i nieniszczących.



Rys.1. Cechy powierzchni implantu (warstwy wierzchniej) wpływające na odpowiedź komórki (na podst. [4])

Prace naukowe prowadzone w celu oceny wpływu zwilżalności powierzchni i powiązaną z nią hydrofobowością lub hydrofilowością na oddziaływania biomateriał-środowisko biologiczne, wykazały zależność między charakterem powierzchni a liczbą zaadsorbowanych białek oraz ich zmianami konformacyjnymi. Jedną z metod oceny charakteru powierzchni jest określenie jej zwilżalności przez różne ciecze oraz wyznaczenie swobodnej energii

powierzchniowej, w ten sposób można projektować implanty ukierunkowane na stymulację odpowiedzi tkanki [2,3].

Współcześnie realizowane są badania nad ocena możliwości hodowania linii komórkowych osteoblastów i chondrocytów na podłożu z biomateriałów dedykowanych na implanty kostne. W przypadku urazów tkanki kostnej kluczowe staje się uzyskanie trwałej osteointegracji, a zatem interakcji pomiędzy implantem a organizmem, wymuszającej odpowiedź organizmu, polegającą na osadzaniu, proliferacji i różnicowaniu komórek.

2. METODYKA BADAŃ

Celem pracy było wyznaczenie kąta zwilżenia oraz energii swobodnej dla kości oraz dwóch biomateriałów metalowych wykorzystywanych w zespoleniach złamań. Pomiary kąta zwilżania wykonano dla sześciu grup materiałów. Grupy I, II, III, IV stanowiły materiały pochodzenia zwierzęcego (staw kolanowy) tj. chrząstka wołowa (I), świeża kość (II) wołowa, świeża kość wieprzowa (III) oraz wysuszona kość wołowa (IV), zaś grupy (V)-stal 316L i (VI)-stop NiTi. Zatem otrzymane wyniki stanowić będą modelowe rozpoznanie możliwości porównania oznaczanych wielkości.

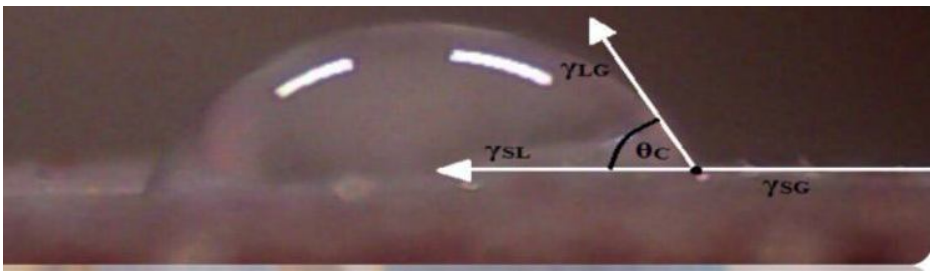
Pomiar kąta zwilżania został zrealizowany na stanowisku badawczym złożonym z aparatu firmy Advex Instruments z kamerą do wykonywania zdjęć kropli cieczy naniesionej na warstwę wierzchnią powierzchni próbki oraz programu See System służącego do analizy zarejestrowanego obrazu kropli (rys.2). W trakcie badań nanoszono krople cieczy pomiarowych, za pomocą mikropipety, o objętości 4,5 [µl]. Wykonano pomiary kąta zwilżania (rys.3) wodą destylowaną (θ_w) oraz dijodometanem (θ_d). Przyjęte do obliczeń wartości swobodnych energii powierzchniowych (SEP) oraz ich składowe: polarną i dyspersyjną dla metody Owens'a-Wendt'a podano w tabeli 1. Pomiar wszystkimi cieczami wykonano co najmniej 10 razy dla wszystkich badanych próbek.

Rys.2. Stanowisko pomiarowe do analizy kąta zwilżania i wyznaczania SEP

Tabela 1. Wartości SEP i poszczególnych ich składowych dla cieczy pomiarowych stosowanych w metodzie Owens'a-Wendt'a [5]

Ciecz pomiarowa	γ_L [mJ/m^2]	γ_L^d [mJ/m^2]	γ_L^p [mJ/m^2]
woda destylowana	72,8	21,8	51,0
dijodometan	50,8	50,8	0

γ_s^d - składowa dyspersyjna (Lifshitza-Van der Walls'a {LW})
γ_s^p - składowa polarna (Lewis kwas-zasada {AB})



Rys.3. Widok naniesionej kropli cieczy pomiarowej na powierzchnie tkanki kostnej

3. OMÓWIENIE I DYSKUSJA WYNIKÓW

W efekcie zrealizowanych badań otrzymano wartości kąta zwilżania powierzchni oraz swobodnej energii powierzchniowej wybranych grup materiałów kostnych zaprezentowane w tabeli numer 2 i 3. Zauważalna różnica w wartościach kąta zwilżania badanych powierzchni (tab.2) wynika z różnych właściwości cieczy wybranych do analiz (tab.1).

Tabela 2. Wyniki pomiarów kąta zwilżania analizowanych grup materiałowych

Ciecz pomiarowa	Kąt zwilżania [°]					
	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5	Grupa 6
woda destylowana	71.22	79.23	53.50	83.22	73.67	52.48
dijodometan	52.12	28.15	30.33	51.50	39.48	33.52

Tabela 3. Wyniki SEP dla analizowanych grup materiałowych

Grupa badawcza	γ_s [mJ/m^2]	γ_s^{LW} [mJ/m^2]	γ_s^{AB} [mJ/m^2]	γ_s^{+} [mJ/m^2]	γ_s^{-} [mJ/m^2]
Grupa 1	41.95	33.09	8.86	10.87	10.85
Grupa 2	47.74	44.97	2.77	5.23	8.36
Grupa 3	58.44	44.09	14.35	7.54	6.02
Grupa 4	37.11	33.44	3.68	5.46	8.72
Grupa 5	58.44	44.09	14.35	7.54	6.02
Grupa 6	58.14	42.70	15.44	5.66	5.60

Powszechnie wiadomo, że hydrofilowe powierzchnie korzystnie wpływają na adhezję oraz aktywności osteoblastów oraz wielu innych typów komórek [2,3]. Prawdopodobnie związane jest to z większą adsorpcją białek hydrofilowych niż tych o charakterze hydrofobowym o mniejszym znaczeniu dla adhezji komórek. Ocena swobodnej energii powierzchniowej wykazuje związek wyższych wartości SEM z osadzaniem się hydrofilowych komórek. Uważa się również, że kąt zwilżania na poziomie $\theta = 65$ [°] stanowi o zróżnicowaniu powierzchni biomateriałów przez komórki na hydrofilowe/hydrofobowe [3]. W prezentowanych wynikach badań widać to w grupie (IV) o najniższej energii, lecz największym kącie zwilżania. Autorzy [2-4] sugerują również wpływ energii powierzchniowej na różnicowanie osteoblastów, szczególnie w fazie mineralizacji, a zatem możliwe staje się skorelowanie energii powierzchniowej z przestrzennymi zmianami wzrostu komórek (ukierunkowana regeneracja tkanek).

Prezentowane badania zrealizowano na materiale pochodzenia zwierzęcego (zarówno świeżym, do 12 h od pobrania) oraz suchym (6 miesięcy od pobrania). Uwidoczniono wyraźną różnicę w oznaczanych parametrach w grupie suszonej i świeżej. Natomiast poszukując korelacji wielkości, widać zbliżone parametry grupy III (materiał wieprzowy) do grup V i VI (materiały metalowe). W oparciu o doniesienia literaturowe [1] można

wnioskować również o korzystnych właściwościach warstwy wierzchniej badanych materiałów implantacyjnych w aspekcie zwilżalności i SEP dla tkanek żywych.

LITERATURA

[1] Baxter L., et al.: Fibroblast and ostewoblast adhesion and morphologyon calcium pfosphate surface European Cells and Materials, Vol. 4, pp. 1-17, 2002
[2] Kubies D., et al.: The Interaction of Osteoblasts With Bone-Implant Materials:1. The Effect of Physicochemical Surface Properties of Implant Materials, Physiol. Res. 60: 95-111, 2011
[3] Lim J., et all.: Surface energy effects on osteoblast spatial growth and mineralization, Biomaterials 29, 1776-1784, 2008
[4] Webster T.J. (ed.): Nanotechnology Enabled In situ Sensors for Monitoring Health, Springer Science, Business Media, LLC 2011, Chapter 2 Monitoring Tissue Healing Through Nanosensors, Yang L., Webster T.J., dostępne.27.09.2013
[5] Żenkiewicz M.: Adhezja i modyfikowanie warstwy wierzchniej tworzyw wielkocząsteczkowych, Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 2000

COMPERISON OF WETTABILITY AND SURFACE FREE ENERGY OF BIOMATERAILS AND BONE TISSUE

Abstract: The aim of this study was to compare the wettability and surface free energy of animal's bone and cartilage and selected biomaterials, using the Owens-Wendt'a model. In a study conducted at the Department of Experimental Mechanics and Biomechanics, Technical University of Cracow designate the contact angle of the material.
Keywords: contact angle, surface free energy SFE, Owens-Wendt model, hydrophobicity, hydrophilicity

Patrycja SZYMCZYK, Andrzej PAWLAK, Grzegorz ZIÓŁKOWSKI, Bogdan DYBAŁA, Edward CHLEBUS, Centrum Zaawansowanych Systemów Produkcyjnych, Politechnika Wrocławska, Wrocław

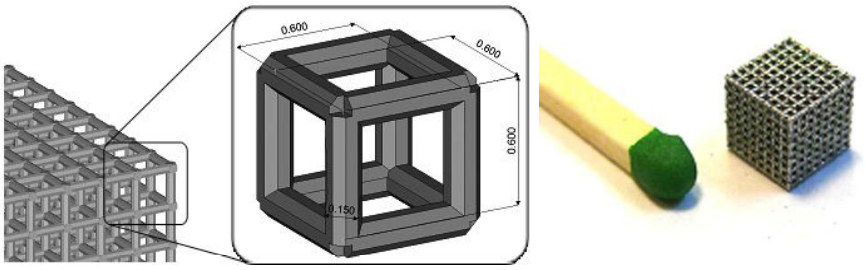
CHARAKTERYZACJA GEOMETRYCZNA I MECHANICZNA SKAFFOLDÓW ZE STOPU TI6AL7NB WYTWORZONYCH W TECHNOLOGII LASEROWEJ MIKROMETALURGII

Streszczenie: Praca przedstawia wyniki badań struktur mikroskaffoldów wytwarzanych ze stopu Ti6Al7Nb, w technologii laserowej mikrometalurgii proszków metali. Opracowana technologia wytwarzania mikrostruktur kratowych, umożliwia produkowanie regularnie porowatych struktur, składających się z porów w kształcie sześcianu z walcowymi belkami wpisanymi w jego krawędzie. Celem badań było opracowanie metodologii oceny i charakteryzacji wytworzonych struktur.

Słowa kluczowe: skaffold, Ti6Al7Nb, mikrotomografia komputerowa, SLM,

1. WSTĘP

Technologie przyrostowe posiadają istotną przewagę nad technologiami konwencjonalnymi, polegającą na możliwości kształtowania geometrycznego obiektów, niemal pozbawionych ograniczeń co do kształtów i struktury wewnętrznej wyrobów. Dzięki tym technologiom możliwe jest wytwarzanie swobodnie ukształtowanych kanałów, zamkniętych gniazd wewnątrz części, a nawet skomplikowanych struktur kratowych (lattice), czy siatkowych (mesh).



Rys.1. Geometria komórki elementarnej wytwarzanych skaffoldów(z lewej) i wyprodukowany sześcian z tą strukturą o wymiarze komórki 600μm, uzyskany z przetopionego proszku stopu Ti6Al7Nb(z prawej)

Opracowana technologia wytwarzania mikroskaffoldów z biozgodnego stopu tytanu (Ti6Al7Nb), umożliwia produkowanie regularnie porowatych struktur, składających się z porów w kształcie sześcianu z walcowymi belkami wpisanymi w jego krawędzie (rys. 1). Średnice otrzymanych prętów sięgają 180 μm, natomiast odległość pomiędzy osiami kolejnych belek została zredukowana do 600 μm, co w rezultacie pozwoliło otrzymać strukturę o regularnych, przelotowych kanałach o rozmiarze ~420 μm. Zgromadzone podczas studium literaturowego informacje, ze względu na znaczne różnice wynikające

przede wszystkim z technologii wytwarzania skaffoldów, nie pozwalają na wyodrębnienie idealnej struktury, która zapewniać będzie efektywny przerost i różnicowanie komórek. Wielkość uzyskanych porów w analizowanych strukturach jest wystarczająca z punktu widzenia proliferacji komórek służących odbudowie tkanki kostnej, co potwierdzają obecnie prowadzone badania na komórkach [1-4].

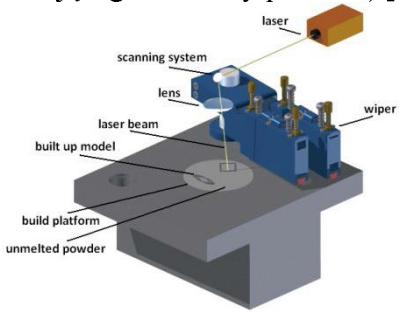
Charakteryzacja geometrii skomplikowanych struktur wewnętrznych, wytworzonych skaffoldów kostnych za pomocą technologii generatywnych, jest niezbędna w przypadku oceny jakości wytworzonych elementów. Według aktualnej wiedzy autorów w literaturze nie ma przedstawionej metody charakterystyki skaffoldów obejmujących wyznaczenie parametrów geometrycznych skaffoldu w przedstawiony sposób wraz z analizą powierzchni i jednoczesną walidacją metody.

Na potrzeby oceny dokładności produkowanych skaffoldów opracowana została metoda wykorzystująca uzupełniające się metody skaningowej mikroskopii elektronowej (SEM) oraz mikrotomografii komputerowej (μCT). Połączenie obu metod daje możliwość całościowej charakteryzacji badanych struktur, ponadto możliwa jest walidacja metody μCT względem wyników uzyskanych za pomocą skaningowego mikroskopu elektronowego.

Przedstawiona metoda pozwala na charakterystykę wszystkich znaczących parametrów geometrycznych struktury skaffoldów kostnych przedstawionych w literaturze tematu (jakość powierzchni, porównanie geometrii rzeczywistej i nominalnej, grubość belek skaffoldu, porowatość całkowita, porowatość i średnica pojedynczej komórki elementarnej, wielkość połączeń pomiędzy nimi oraz stosunek powierzchni do objętości skaffoldu).

2. TECHNOLOGIA SELECTIVE LASER MELTING (SLM)

Technologia Selective Laser Melting (SLM), będąca przykładem technik opartych na mikrometalurgii proszków, jest metodą opartą na miejscowym przetapianiu proszku metalu z indywidualnie dobranymi parametrami procesu warstwa po warstwie, za pomocą lasera dużej mocy (laser Nd:YAG moc max.: 100W). Kolejne warstwy modelu budowane są z nowo naniesionego proszku, bezpośrednio na poprzednich warstwach co zapewnia trwałe połączenie w obrębie całego modelu. Proszek metalu jest podawany za pomocą ruchomego zgarniacza (nanoszącego i wyrównującego warstwy proszku) [5].



Rys. 2. Schemat urządzenia wykorzystywanego do badań nad procesem SLM

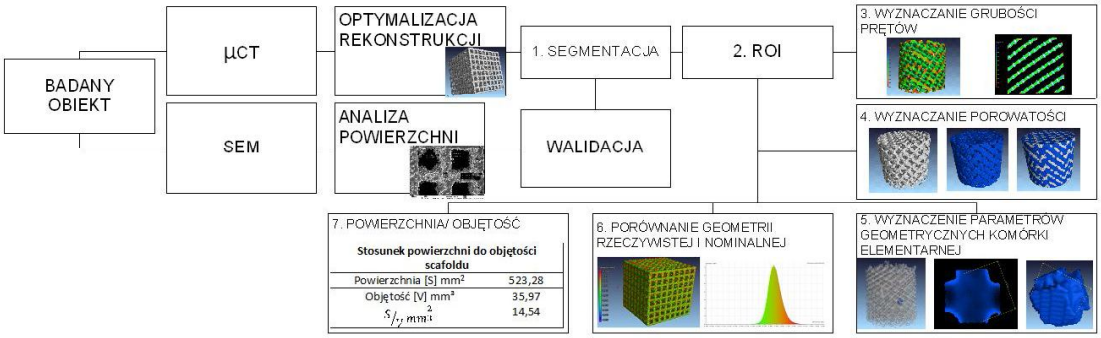
Proces wytwarzania wyrobów za pomocą technologii SLM jest procesem dyskretnym. Budowa obiektów w technologii generatywnej jest procesem warstwowym a każda warstwa powstaje ze ściegów stopionego laserem metalu tworząc skany liniowe. Odpowiednie sterowanie tymi parametrami jak i dobór strategii skanowania kolejnych warstw wpływa na własności mechaniczne otrzymanych wyrobów, głównie ze względu na zastosowany materiał i gęstość materiału wyjściowego [6-8].

Wszelkie badania przeprowadzone podczas optymalizacji procesu pod kątem odpowiedniego doboru parametrów technologicznych, umożliwiających wytwarzanie mikrostruktur kratowych, wykonane zostały na urządzeniu realizującym technologię SLM,

pozwalającym na skupienie wiązki lasera Nd:YAG o mocy 100W do średnicy 100µm. Modele wytwarzane były z warstw proszku Ti6Al7Nb o średnicach cząstek mniejszych niż 45µm, których grubości wynosiły 20 i 50µm. Schemat urządzenia przedstawiono na rys. 2.

3. CHARAKTERYZACJA GEOMETRYCZNA

Mając na uwadze złożony kształt, jakim charakteryzują się struktury przestrzenne o otwartej porowatości jakimi są skaffoldy, problemem staje się ich dokładna charakteryzacja, zwłaszcza tak istotnych ich cech jak powierzchnia, jej jakość, porowatość całkowita, czy średnica i porowatość pojedynczej komórki elementarnej oraz wielkości połączeń między kolejnymi porami. W dobie zaawansowanych technologii z dziedziny inżynierii odwrotnej, pojawiają się nowe możliwości oraz narzędzia umożliwiające dokonanie nieniszczących badań oceniających skomplikowane struktury o otwartej porowatości wewnątrz objętości analizowanego przedmiotu.



Rys.3. Opracowana metoda charakteryzacji wytwarzanych struktur

3.1. Charakteryzacja cyfrowa parametrów geometrycznych skaffoldów

Proces akwizycji danych za pomocą µCT składa się z trzech podstawowych etapów. Pierwszy etap to zapis danych z projekcji badanego elementu. Drugi etap obejmuje rekonstrukcję zebranych projekcji pozwalającą na uzyskanie trójwymiarowych mapy gęstości badanego elementu w postaci skali szarości. Trzeci etap obejmuje analizę zrekonstruowanych danych za pomocą odpowiedniego oprogramowania.

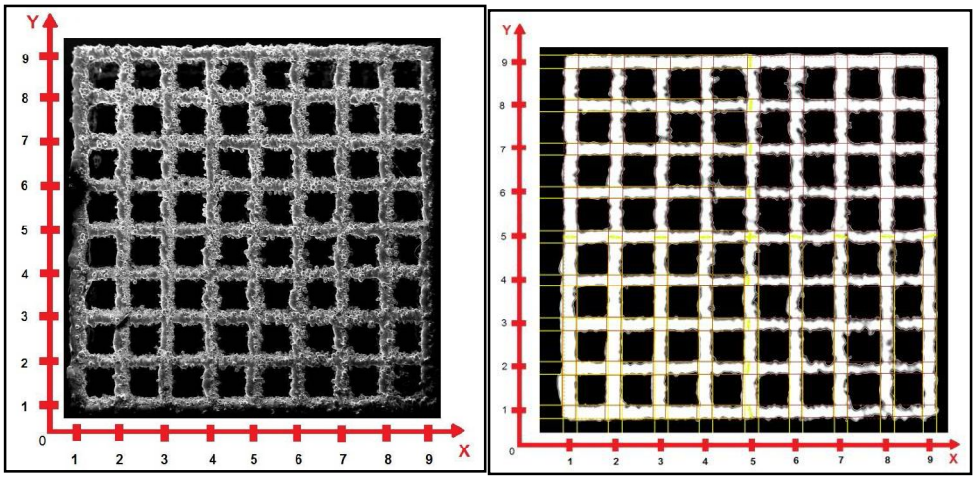
Przeprowadzona optymalizacja rekonstrukcji, polegała na uzyskaniu jak największej rozdzielczości przestrzennej badanego obiektu. Analizę danych przeprowadzono w oprogramowaniu Volume Graphics VG Studio MAX 2.0. Otrzymane podczas rekonstrukcji dane, poddane zostały automatycznej segmentacji z wykorzystaniem zaawansowanego poszukiwania krawędzi. Zastosowano automatyczną segmentację w celu zapewnienia powtarzalności pomiarów i uniknięcia wpływu operatora. Następnie wyznaczono region zainteresowania ROI (Region of Interest) pozwalający na powtarzalne porównywanie geometrii dla rożnych skaffoldów. Mając tak przygotowany model bryłowy analizowanego skaffoldu, można było przystąpić do jego szczegółowej analizy (Rys. 3).

3.2. Charakteryzacja optyczna powierzchni belek skaffoldów

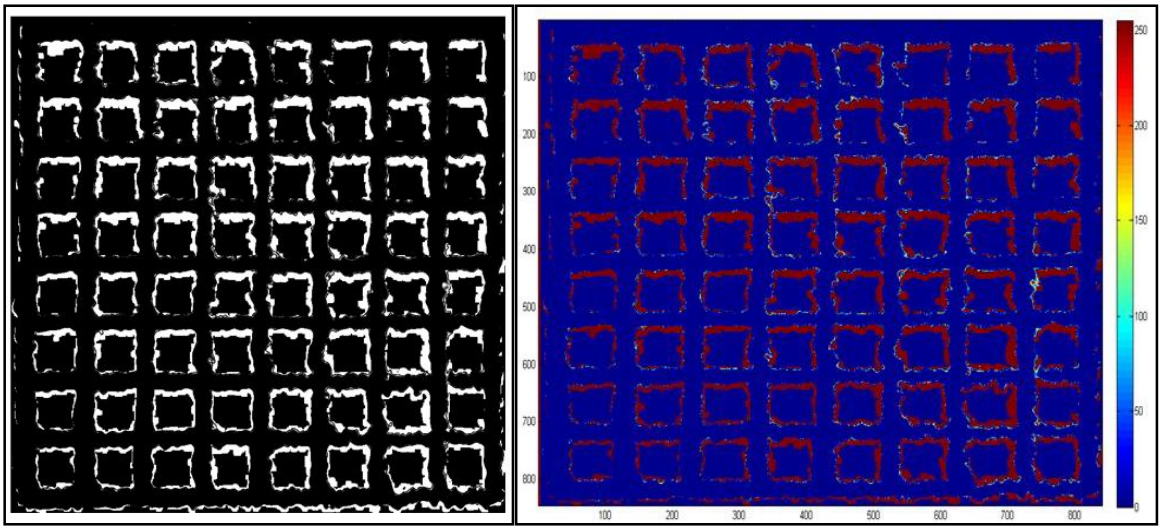
Analiza powierzchni badanej próbki została wykonana za pomocą skaningowego mikroskopu elektronowego, jako uzupełnienie wyników. Przeprowadzone pomiary wykonano w celu walidacji metody mikrotomografii komputerowej, mającej na celu zbadanie zgodności otrzymanych wyników. Wykonane zostały zdjęcia powierzchni, służące zobrazowaniu jakości wykonanych powierzchni belek w skaffoldach, a także dokonaniu pomiarów otrzymanych porów oraz średnic wytworzonych belek w strukturze.

3.3. Walidacja metod cyfrowej oraz optycznej

W celu porównania pomiarów uzyskanych przedstawionymi metodami, porównano zdjęcia SEM z przekrojami µCT. W tym celu wybrano płaszczyznę pomiarową, jednakową dla obu metod, oznaczono pręty w strukturze na płaszczyźnie skaffoldu dążąc do ujednolicenia pomiaru, przeprowadzono pomiary średnic prętów w oprogramowaniu Volume Graphics oraz w oprogramowaniu obsługującym SEM (Rys. 4), dzięki temu wyznaczono średnią wartość średnicy z kilku pomiarów, oraz przeprowadzono analizę porównawczą zdjęć uzyskanych metodami SEM i µCT przy pomocy narzędzia MATLAB.



Rys.4. Pomiar średnic prętów na obrazie SEM (z lewej) i na przekroju µCT (z prawej)



Rys.5. Analiza porównawcza zdjęć uzyskanych metodami SEM i µCT (z lewej) i otrzymana mapa odchyłek (z prawej)

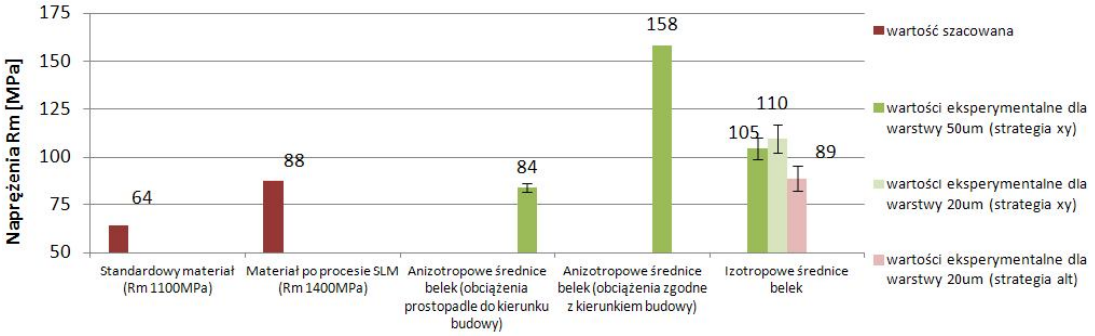
Porównanie danych pochodzących z pomiarów µCT i SEM wykazało dużą zbieżność w uzyskanych wynikach. Odchyłki w grubości beleczek kostnych dla obu metod nie przekraczają 10µm, co oznacza dużą dokładność prezentowanej metody (Rys.5).
Dzięki bardzo dokładnym rekonstrukcjom cyfrowym otrzymanym z tomografii komputerowej, można w sposób nieinwazyjny dokonywać analizy i charakteryzacji wytwarzanych struktur. Dzięki modelowi cyfrowemu wyznaczenie grubości beleczek, porowatości zarówno globalnej struktury jak i materiału, porównanie geometrii rzeczywistej

i nominalnej, wyznaczenie parametrów geometrycznych komórki elementarnej (średnica, wielkość połączeń pomiędzy komórkami elementarnymi), czy wyznaczenie stosunku powierzchni do objętości, nie stanowi problemu, a uzyskane wyniki są bardzo precyzyjne [9-11].

4. CHARAKTERYZACJA MECHANICZNA

Przeprowadzone statyczne próby ściskania wyprodukowanych struktur, niezależnie od wykorzystanych strategii skanowania podczas wytwarzania, przekraczają wartości naprężeń których oczekiwano. Wartości szacunkowe obliczono na podstawie powierzchni pola przekroju prętów w rzeczywistości przenoszącej naprężenia. Zakładając wytrzymałość materiału na ściskanie osiągniętą dla litych próbek o takich samych wymiarach zewnętrznych wytworzonych jak analizowane skaffoldy ze stopu Ti6Al7Nb w technologii SLM na poziomie 1500±65 MPa, oraz przeliczając ją na powierzchnię przekroju 81 prętów w próbce o średnicy 180μm, maksymalne wartości obciążenia przyłożone do powierzchni sześciennej próbki w warunkach idealnych powinny sięgać ok. 88 MPa. Eksperymentalne badania ściskania wytworzonych struktur z grubościami warstw 20 i 50μm osiągają wartości, odpowiednio 109 i 105 MPa (rys. 6). Widoczny jest nieznaczny wpływ zastosowanej grubości warstwy czy odmiennej strategii na otrzymywane wyniki naprężeń. Istotny wpływ posiada orientacja wytwarzanych próbek względem platformy procesowej.

Odnosząc otrzymane wartości testów ściskania do wartości tkanek kostnych, które struktury te mają docelowo zastępować, należy pamiętać o ich anizotropii i ich odmiennych wartości zależnych od struktury, lokalizacji anatomicznej i kierunku obciążenia. Wytrzymałość na ściskanie kości korowej w zależności od kierunku przyłożenia siły wynosi 131-224 i 106-133 MPa, odpowiednio dla kierunku wzdłużnego i poprzecznego.



Rys.6. Wyniki statycznych prób ściskania wytworzonych struktur dla różnych grubości warstw, orientacji próbki względem platformy oraz wykorzystanej strategii skanowania

Struktura korowa kości wykazuje wyższe własności mechaniczne niż tkanka gąbczasta. Przyjmuje się, że wytrzymałość i moduł sprężystości kości gąbczastej są o około 20 razy mniejsze niż w przypadku kości zbitej [12].

5. PODSUMOWANIE

Opisana metoda charakteryzacji, pozwala na precyzyjne i nieniszczące analizowanie skomplikowanych geometrycznie struktur przestrzennych, jakimi są skaffoldy. Jednocześnie dzięki uzyskanemu modelowi cyfrowemu, możliwe jest wyznaczenie wszystkich parametrów geometrycznych struktur skaffoldów kostnych wymienianych w literaturze tematu. Przeprowadzona charakteryzacja mechaniczna wytworzonych struktur kratowych, potwierdza hipotezę autorów odnośnie możliwości analitycznego szacowania wytrzymałości na ściskanie z wykorzystaniem prawa Hooka, a otrzymane wyniki pozwalają na pełne

definiowanie materiału struktury, pozwalając na przeprowadzanie analiz wytrzymałościowych z wykorzystaniem Metody Elementów Skończonych [13].

LITERATURA

[1] Murphy CM., Haugh MG., O'Brien FJ.: The effect of mean pore size on cell attachment, proliferation and migration in collagen-glycosaminoglycan scaffolds for tissue engineering. Biomaterials; 31(3), 2010, s.461-466
[2] Yan Wang, YifuShen, Zhiyang Wang, Jialin Yang, Ning Liu, Wenrong Huang, Development of highly porous titanium scaffolds by selective laser melting, Materials Letters, 64, 2010, s.674-676
[3] Lichte P., Pape H.C., Pufe T., Kobbe P., Fischer H.: Scaffolds for bone healing: Concepts, materials and evidence; Injury, 42, 2011, s.569-573
[4] Elema, H. ; de Groot, J.H. ; Nijenhuis, A.J. ; Pennings, A.J. ; Veth, R.P.H. ; Klompmaker, J., et al. (1990). Biological evaluation of porous biodegradable polymer implants in menisci. Colloid and Polymer Science, Vol. 268, 1082–1088
[5] Chlebus E., Kurzynowski T.: Przegląd technik Rapid Prototyping do budowy metalowych modeli prototypowych, Górnictwo Odkrywkowe, nr 5/6, 2006 R. 48, s.71-74
[6] Kurzynowski T., Chlebus E., Kuźnicka B., Dybała B.: SLM processing of metal powders, Conference Proceedings ICMR09, The University of Warwick UK, 2009
[7] Yadroitsev I., Bertrand Ph., Smurov I.: Parametric analysis of selective laser melting process, Applied Surface Science, 253, 2007, s.8064-8069
[8] Yasa E., Deckers J., Kruth J.P.: Investigation of the influence of laser re-melting on density, surface quality and microstructure of selective laser melting parts; Rapid Prototyping Journal, 17/5, 2011, s.312-327
[9] Hasan R., Mines R., Fox P.: Characterization of selectively laser melted Ti-6Al-4V micro-lattice struts, Procedia Engineering, Vol. 10, 2011, s.536-541
[10] Mines R.: On the Characterisation of Foam and Micro-lattice Materials used in Sandwich Construction, Strain, Vol. 44, 2008, s.71-83
[11] Santorinaios M., Brooks W., Sutcliffe C.J., Mines R.A.W.: Crush behavior of open cellular lattice structures manufactured using selective laser melting, WIT Transaction on The Built Environment, Vol. 85, 2006, s.481-490
[12] Weiner S. "THE MATERIAL BONE: Structure-Mechanical Function Relations", Annu. Rev.Mater. Sci. 28:271-298 1998
[13] Chlebus E., Kuźnicka B., Kurzynowski T., Dybała B.: Microstructure and mechanical behaviour of Ti—6Al—7Nb alloy produced by selective laser melting, Materials Characterization, Vol. 62, Issue 5, May 2011, s.488–495

GEOMETRICAL AND MECHANICAL CHARACTERIZATION OF SCAFFOLDS MANUFACTURED FROM TI-6AL-7NB BY LASER MICROMETALLURGY – SLM

Abstract: This paper presents the investigation results on Ti6Al7Nb micro scaffold structures, manufactured in metal powder Selective Laser Melting process. Developed technology of manufacturing lattice microstructures, can produce regular porous structure consisting of pores in the shape of a cube with cylindrical beams entered in the edges. The aim of the study was to develop a methodology for the evaluation and characterization of the produced structures.

Magdalena TOMANIK, Studenckie Koło Naukowe Biomechaników, Wydział Mechaniczny Politechnika Wrocławska, Wrocław
Anna NIKODEM, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Politechnika Wrocławska, Wrocław

BADANIA WŁAŚCIWOŚCI STUKTURALNYCH I MECHANICZNYCH TKANKI KOSTNEJ ZMIENIONEJ ZWYRODNIENIOWO

Streszczenie: Celem badań było określenie właściwości mechanicznych oraz strukturalnych tkanki kostnej gąbczastej pochodzącej z nasad bliższych kości udowych. Materiał badawczy pochodził od pacjentów z chorobą zwyrodnieniową o zróżnicowanym stopniu zaawansowania. Porównując wyniki właściwości strukturalnych i mechanicznych próbek pochodzących z różnych regionów nasady bliższej można stwierdzić większe zmiany modułu Younga, *DMA*, *BV/TV*, *Tb.Th*, *Tb.N* oraz *DA* w rejonie tkanki kostnej, która znajduje się bezpośrednio pod degradującą się stawową warstwą tkanki chrzęstnej.

Słowa kluczowe: osteoartroza, mikrotomograf, badania mechaniczne

1. WSTĘP

Tkanka kostna jest strukturą charakteryzującą się dynamicznymi procesami biologicznymi, determinującymi jej wzrost oraz przebudowę. Pod wpływem działających obciążeń, kość dostosowuje swoją strukturę, zapewniając w ten sposób maksymalną wytrzymałość przy minimalnej masie. Kość można przyrównać do materiału kompozytowego składającego się z fazy organicznej oraz nieorganicznej, w stosunku 1:2,5. Głównym składnikiem fazy nieorganicznej są związki fosforanu wapnia, stanowiące o wytrzymałości mechanicznej kości, natomiast w fazie organicznej wyróżnia się głównie kolagen typu I nadający materiałowi właściwości sprężyste.

Kość można rozpatrywać na 4 poziomach hierarchiczności: od skali makro - całej kości, przez mezo (poziom tkanki), mikro (kanały Haversa, beleczki kostne), aż do skali nano (włókna kolagenowe oraz kryształy HAp) [1]. Tkanka kostna jest tkanką żywą, która reaguje na najmniejsze zmiany siły obciążającej poprzez dostosowanie swojej struktury do nowych warunków biomechanicznych a co za tym idzie do zmiany właściwości mechanicznych. Kształtowania kości jest zjawiskiem ciągłej resorpcji oraz tworzenia kości spowodowanych występowaniem obciążeń. Procesy występujące w uformowanej kości polegające na zrównoważonej degradacji oraz formowaniu tkanki kostnej nosi nazwę przebudowy (ang. *remodeling*) [4]. Zachodzące procesy mają na celu zastąpienie istniejących elementów kości nowymi, poprzez stopniową resorpcję beleczek kostnych w miejscach w których istniały największe naprężenia główne oraz nadbudowę w rejonie najbardziej obciążanym. Poprzez remodeling struktury kość uzyskuje optimum wytrzymałości przy zachowaniu minimum masy. W przypadku zaburzenia równowagi (przeciążenia) procesów adaptacji funkcjonalnej kości, wzmocnionej dodatkowo czynnikami takimi jak wiek czy jakość kości, może dojść do zmian chorobowych tkanki kostnej. Najczęściej spotykanym schorzeniem narządu ruchu jest

choroba zwyrodnieniowa stawów czyli osteoartroza (OA), na którą narażone są najbardziej obciążane tj. staw biodrowy, staw kolanowy oraz kręgosłup. W chorobie zwyrodnieniowej stawu biodrowego (coxarthrisis) dochodzi do wzrostu wartości sił nacisku na powierzchnie stawowe z 5 MPa do 18,6 MPa co prowadzi do niszczenia i atrofi chrząstki stawowej oraz nieprawidłowego przerostu tkanki kostnej w okolicy okołostawowej, co zmienia warunki mechaniczne w rejonie stawu [Pauwels 1976][2].

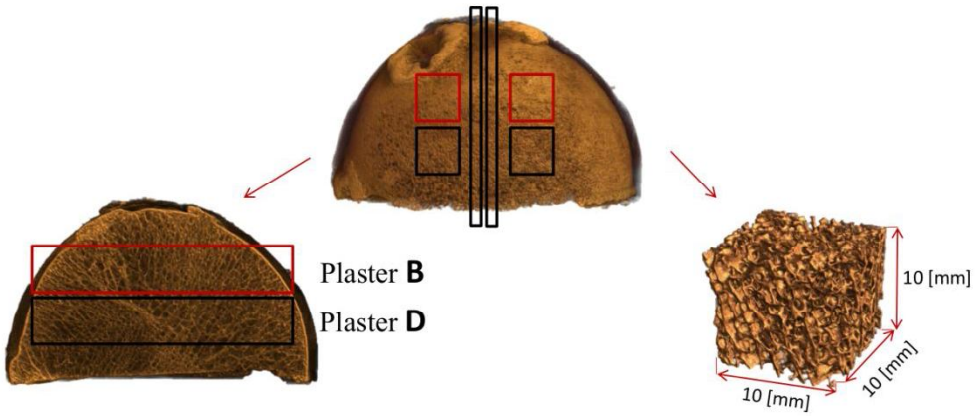
W diagnostyce klinicznej osteoartroza stwierdzana jest na podstawie badań radiologicznych, umożliwiających wizualizację zmian powstałych na wskutek trwania choroby. Wraz z rozwojem metod obrazowania wykorzystujących tomografię komputerową w skali mikro możliwe jest określenie szeregu parametrów strukturalnych charakteryzujących tkankę kostną takich jak BV/TV, Tb.Th, Tb.N czy DA, dając możliwość lepszego poznania przebiegu choroby oraz opisu właściwości mechaniczne tkanki kostnej.

Celem pracy było określenie korelacji pomiędzy właściwościami strukturalnymi oraz mechanicznych tkanki kostnej gąbczastej zmienionej zwyrodnieniowo. Tego typu opis ma istotne znaczenie dla zrozumienia mechanizmów powstawania zmian tkanki kostnej.

2. MATERIAŁ I METODA

Materiał biologiczny stanowiły nasady bliższe kości udowych (n=6) pobrane od pacjentów Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego we Wrocławiu, u których przeprowadzono zabieg alloplastyki stawu biodrowego ze względu na stwierdzoną osteoartrozę. Badania zostały przeprowadzone za zgodą Komisji Bioetycznej (KB-86/2010).

W pierwszej kolejności materiał badawczy został sklasyfikowany na 3 grupy, zgodnie ze stopniem zaawansowania choroby zwyrodnieniowej, na podstawie diagnozy lekarskiej, zdjęć RTG, analizy kształtu nasady bliższej oraz stopnia uszkodzenia tkanki chrzęstnej na powierzchni stawowej. Badaniom właściwości strukturalnych i mechanicznych poddano sześcienne próbki o wymiarach 10x10x10 [mm], do uzyskania których użyto przycinarki metalograficznej Accutom-5®, Struers. Próbki przygotowano z 2 plastrów: z warstwy podchrzęstnej 'B' (n=24) oraz dalszej 'D' (n=25). Każdą z otrzymanych próbek poddano badaniom histomorfometrycznym a następnie mechanicznym. Do czasu przeprowadzenia badań materiał przechowywano w płytkach wielodołkowych w temperaturze -20°C.



Rys.1. Zdjęcia przykładowej głowy kości udowej (I stopień OA), uzyskane za pomocą mikrotomografu rtg, z zaznaczonym miejscem pobrania próbek badawczych o wymiarach 10x10x10 [mm]

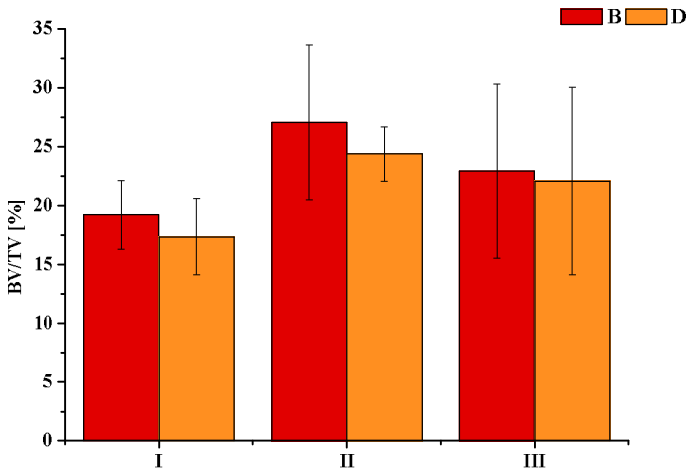
Tkanka kostna jest trójwymiarową siecią połączonych ze sobą beleczek kostnych, mających zróżnicowany kształt, grubość oraz długość. Przestrzenna organizacja elementów budujących tkankę kostną gąbczastą nazywana jest strukturą. Parametry służące do opisu

tkanki kostnej, ze względu na charakter, można podzielić na grupy związane z: geometrią (*BV/TV*), opisującą wielkość i kształt i rozmieszczenie tkanki kostnej; strukturą (*Tb.Th*, *Tb.N*) charakteryzowaną przez liczbę beleczek, ich typ oraz liczbę połączeń między nimi; oraz anizotropią (*DA*) świadczącą o uprzywilejowanym kierunku ułożenia beleczek kostnych. W celu określenia właściwości strukturalnych materiału biologicznego przeprowadzono badania stereologiczne z wykorzystaniem mikrotomografu SkyScan1172, Bruker®, który umożliwił stworzenie trójwymiarowej rekonstrukcję próbek tkanki kostnej. Rejestrację obrazów przeprowadzono z wykorzystaniem filtru glinianego (0.5 Al) przy natężeniu promieniowania 84 kV, napięciu 128μA, oraz stopniu rotacji 0,5° w zakresie kąta od 0° do 180° oraz rozdzielczością 13,5μm. Otrzymane modele próbek pozwoliły na wyznaczenie parametrów strukturalnych 3D uzyskując wartości parametrów *BV/TV*, *Tb.Th*, *Tb.N* oraz *DA*.

Ostatnim etapem badań były pomiary kierunkowych właściwości mechanicznych, które przeprowadzono w testach jednoosiowego ściskania za pomocą maszyny MTS Synergie 100®. Kierunkowe badania mechaniczne przeprowadzono z prędkością odkształcenia równą $0{,}01/s^{-1}$, ze wstępnym obciążeniem 10N, do wartości siły odpowiadającej 1% odkształcenia. Wartość ta odpowiada wartości obciążenia fizjologicznego. Na podstawie uzyskanych charakterystyk naprężenie-odkształcenie, określono wartości modułu Younga (E_1, E_2, E_3) oraz wartości parametru DMA.

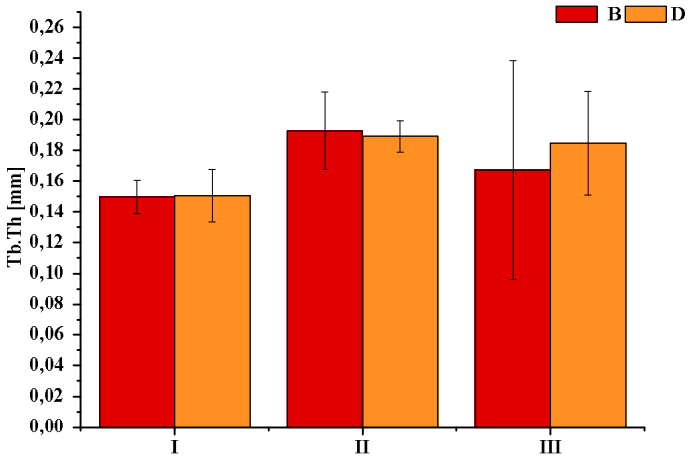
3. WYNIKI

Przeprowadzone badania ilościowe próbek tkanki kostnej gąbczastej pozwoliły na wyznaczenie parametrów strukturalnych takich jak: BV/TV, Tb.Th, Tb.N oraz DA. Wartości otrzymane dla parametru BV/TV opisującego geometrię przedstawiono na wykresie Rys.2., parametry Tb.Th i Tb.N opisujące strukturę przedstawiono na wykresach Rys.3-4, natomiast anizotropię strukturalną opisuje wykresy Rys.6.



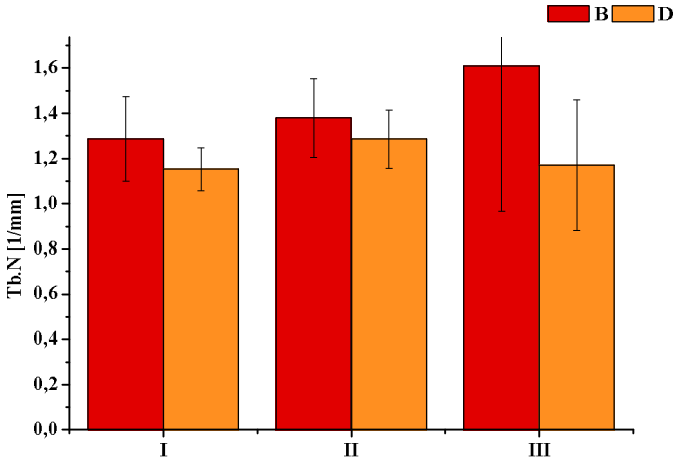
Rys.2. Wykres porównawczy wartości parametru (BV/TV), uzyskanych dla próbek z głów kości udowej, z różnych etapów OA

Uzyskane wartości parametru BV/TV dla próbek rejonu podchrzęstnego (Rys.2.) zawierają się w przedziale: (19.21÷27.07 [%]), natomiast dla rejonu D w zakresie: (17.34÷24,37 [%]). Otrzymane wyniki pokazują, że we wszystkich grupach chorobowych wartości BV/TV dla rejonu dalszego są mniejsze niż dla rejonu bliższego. W kolejnych stadiach OA dochodzi do wzrostu objętościowego udziału tkanki kostnej, względem stadium I najmniej zaawansowanego, zarówno w rejonie podchrzęstnym jak i dalszym.



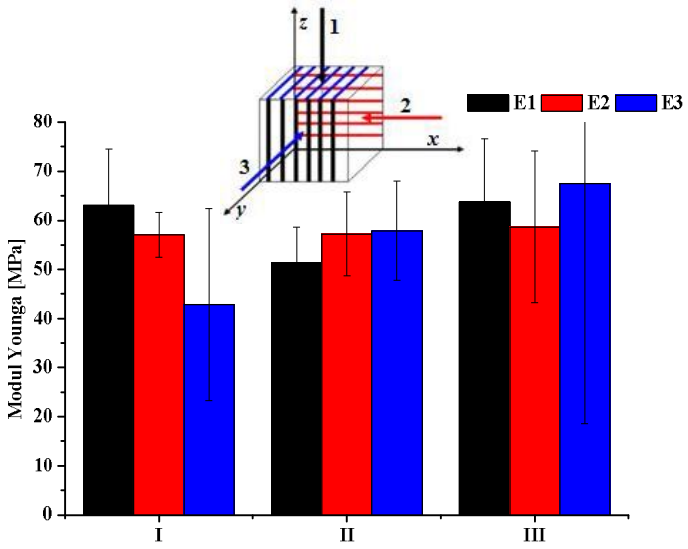
Rys.3. Wykres porównawczy wartości grubości beleczek (Tb.Th), uzyskanych dla próbek z głów kości udowej, z różnych etapów OA

Pierwszym z wyznaczonych parametrów opisujących strukturę był parametr Tb.Th określający średnią grubość beleczek, otrzymane wyniki przedstawia Rys.3. Dla I stadium choroby otrzymane wartości mieszczą się w zakresie: (0,150÷0,151 [mm]), wraz z zaawansowaniem choroby wartości te rosną w przedziale: (0,192÷0,190 [mm]) dla stadium II oraz (0,167÷0,185[mm]) dla stadium III. Wartości parametru Tb.N, opisującego średnią liczbę beleczek, dla rejonu B mieściły się w przedziale: (1,29÷1,61[1/mm^3]), natomiast dla rejonu D otrzymane wartości zawierały się w zakresie od (1,15÷1,28 [1/mm^3]).



Rys.4. Wykres porównawczy wartości liczby beleczek (Tb.N), uzyskanych dla próbek z głów kości udowej, z różnych etapów OA

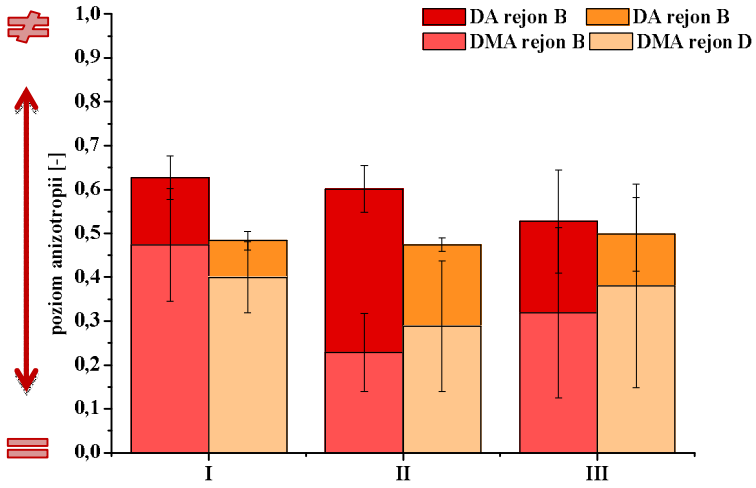
Na podstawie przeprowadzonych badań kierunkowych, w próbach jednoosiowego ściskania, możliwe było wyznaczenie charakterystyk σ-ε, które umożliwiły określenie wartości modułu Younga E dla trzech ortogonalnych kierunków (Rys.5) oraz wyznaczenie wartości anizotropii mechanicznej DMA (Rys.6.).



Rys.5. Wykres porównawczy wartości modułu Younga (E_1, E_2 ,E_3), uzyskanych dla próbek z głów kości udowej, z różnych etapów OA

Na wykresie Rys.5. przedstawiono otrzymane wartości modułów Younga E dla próbek tkanki kostnej pochodzących z rejonu podchrzęstnego nasad bliższych kości udowych. Otrzymane wartości kierunkowych modułów Younga dla poszczeg`ólnych stadiów OA są zróżnicowane, dla każdego ze stadiów można określić kierunek, w którym kość posiada największe wartości modułu Younga. W próbkach pochodzących ze stadium I, największe wartości otrzymano dla E_1 następnie E_2 oraz E_3. W kolejnych stadiach choroby zwyrodnieniowej zależności te przedstawiają się w odmienny sposób, podczas gdy w stadium II są wręcz odwrotne.

Ilościowe badania strukturalne oraz kierunkowe badania mechaniczne próbek tkanki kostnej pozwoliły na określenie poziomu anizotropii dwojakiego rodzaju: strukturalnej (DA) oraz mechanicznej (DMA). Porównanie uzyskanych wartości DA oraz DMA, dla rejonu podchrzęstnego oraz dalszego, przedstawiono na wykresie Rys.6. Otrzymane wyniki wskazują, że tkanka kostna pochodząca z nasad bliższych kości udowych charakteryzuje się większą anizotropię strukturalną niż mechaniczną. Wraz z postępem OA dochodzi do obniżenia anizotropii zarówno strukturalnej jak i mechanicznej, jak również do zmniejszenia różnić pomiędzy DA rejonu B a D oraz wzrostu anizotropii mechanicznej w rejonie D.



Rys.6. Wykres porównawczy wartości anizotropii mechanicznej (DMA) oraz strukturalnej (DA), uzyskanych dla próbek z głów kości udowej, z różnych etapów OA

3. PODSUMOWANIE

Celem niniejszej pracy było określenie właściwości strukturalnych oraz mechanicznych tkanki kostnej gąbczastej zmienionej patologicznie. Tego typu opis ma istotne znaczenie dla zrozumienia mechanizmów powstawania zmian tkanki kostnej. Na podstawie przeprowadzonych badań ilościowych oraz kierunkowych możliwe było wyznaczenie parametrów jakimi charakteryzuje się tkanka kostna na poszczególnych etapach choroby zwyrodnieniowej.

Przeprowadzone badania wskazują, że wraz z pogłębiającymi się zmianami w chorobie zwyrodnieniowej stawu biodrowego tkanka kostna gąbczasta charakteryzuje się zmiennymi wartościami parametrów strukturalnych oraz mechanicznych. Porównując wyniki właściwości strukturalnych i mechanicznych próbek tkanki pochodzących z rejonu podchrzęstnego oraz dalszego, można stwierdzić większą zmienność badanych parametrów w rejonie tkanki kostnej, która znajduje się bezpośrednio pod degradującą się stawową warstwą tkanki chrzestnej. Otrzymane w badaniach duże różnice w badanych parametrach, wynikają z różnego stopnia zaawansowania choroby jak również zróżnicowania struktury tkanki kostnej w obrębie nasady bliższej kości udowej.

Ze względu, iż osteoartroza nosi miano choroby cywilizacyjnej na całym świecie, prowadzone są badania, w których próbuje się określić zarówno mechanizmy powstawania patologii kości jak również ich następstwa. Przeprowadzone badania mogą zatem poszerzyć wiedzę z zakresu właściwości mechanicznych tkanki kostnej zmienionej chorobowo oraz przyczynić się do lepszego poznania mechanizmów wywołujących osteoartrozę.

LITERATURA

[1] Currey J.D.: The structure and mechanics of bone. In: Anniversary Review, Springer 2011.
[2] Keuttner K.E.: Goldberg V.M., Osteorathritic Disorders. American Academy of Orthopedic Surgeons, Rosemont 1995.
[3] Nikodem A.: Correlations between structural and mechanical properties of human trabecular femur bone, Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2012, vol.14, pp.37-46.
[4] Ruimerman R. (2005:) Modeling and remodeling in bone tissue, University Press Facilities, Eindhoven

INVESTIGATION OF STRUKTURAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF CANCELLOUS BONE IN OSTEOARTHRITIS

Abstract: It is common known that the cancellous bone is able to change its structure under the influence of acting forces. The Osteoarthritis (OA), is degenerative joint disease, caused by the breakdown of cartilage and is most common in hips. As OA is progressing the mechanical stress on joint increase, causing a degeneration and deformation of a femur head. Due to changes of mechanical conditions in the joint the structure of bone adapts to new loading forces. The purpose of the study is to determine the mechanical and structural properties of human femoral bone tissue in different stages of OA.

Anna ZIĘTY, Studenckie Koło Naukowe Materiałoznawstwa im. doc. Rudolfa Haimanna, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław
Marzena LACHOWICZ, **Jerzy DETYNA**, Instytut Materiałoznawstwa i Mechaniki Technicznej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław

OCENA WPŁYWU WARUNKÓW ŚRODOWISKOWYCH NA ODPORNOŚĆ KOROZYJNĄ STOPU TI6AL4V

Streszczenie: W celu przeprowadzenia oceny wpływu zmian składu chemicznego środowiska biologicznego na odporność korozyjną popularnego w implantologii stopu tytanu Ti6Al4V, przeprowadzono badania elektrochemiczne. Jako podstawowe środowisko korozyjne wykorzystano roztwór Ringera (pH=6,5), w którym badano wymieniony powyżej stop metalu. Dla zaburzenia jego składu chemicznego dodano glukozę oraz kwas askorbinowy tworząc tym samym roztwory korozyjne o pH odpowiednio 6,2 i 3,5. Otrzymane wyniki wskazują, że zakwaszenie środowiska wskutek obecności w roztworze Ringera kwasu askorbinowego najefektywniej wpływa na odporność korozyjną Ti6Al4V.

Słowa kluczowe: biokorozja, tytan, odporność na korozję, biomateriał

1. WSTĘP

Pogłębiająca się wiedza na temat materiałów wykorzystywanych na elementy medyczne typu endoprotezy czy implanty stomatologiczne, pozwala stwierdzić, że w wyniku implantacji na ich powierzchni pojawiają się różnego rodzaju mikroorganizmy żywe. Ich obecność skutkuje zmianą środowiska, a co za tym idzie powstaniem zjawiska biokorozji. Płyny ustrojowe oraz krew mogą mieć różne pH oraz skład chemiczny w przypadku różnych chorób, takich jak cukrzyca lub anemia. Roztwór soli jest jednym z tych płynów, które są bardzo dobrze natlenione, a jego temperatura wynosi około 36,6 ˚C. Warunki te mogą powodować niszczenie powierzchni metalicznych, a co za tym idzie rozwój procesów korozji elektrochemicznej. W płynach ustrojowych występują również chlorki i inne jony, które są niekorzystnymi, silnymi czynnikami, powodującymi procesy korozji. [1].

Obecnie największym zainteresowaniem wśród biomateriałów metalicznych cieszy się tytan i jego stopy, a w szczególności stop Ti6Al4V. Jego zaletą jest znaczna odporność na korozję nie tylko w powietrzu, wodzie, ale i w kwasach organicznych oraz płynach ustrojowych organizmu człowieka [2]. O jego biokompatybilności decyduje głównie stabilność powstającej warstwy pasywnej TiO_2 [3]. Jednak nie jest to całkowita ochrona stopu metalu na działanie zjawiska biokorozji. W trakcie wytwarzania biomateriału, jak i nawet podczas jego użytkowania/eksploatacji (poprzez tarcie lub odkształcanie materiału), można uszkodzić ową warstwę. Jest to jedna z przyczyn wciąż transportowanych jonów metalu do tkanek żywych [2].

Z uwagi na zmienność środowiska organizmu ludzkiego oraz brak całkowitego zahamowania transportu jonów metalu do obiegu krwi, nadal przeprowadzane są badania elektrochemiczne, oceniające odporność stopu tytanu w określonym środowisku organicznym [4,5].

W związku z tym głównym celem przedstawionej pracy jest ocena wpływu warunków środowiskowych na odporność korozyjną stopu tytanu Ti6Al4V w roztworach fizjologicznych o różnym pH z wykorzystaniem właśnie badań elektrochemicznych.

2. MATERIAŁ I METODA

W celu oceny odporności korozyjnej stopu w środowisku biologicznym, przeprowadzono badania elektrochemiczne na próbkach stopu tytanu Ti6Al4V. Badana powierzchnia elektrody (próbki) wynosiła 0.785 cm^2. Zastosowano po trzy próbki dla każdego z roztworów korozyjnych. Przed pomiarami polaryzacyjnymi, były one szlifowane na tarczach szlifierskich, a następnie polerowane. Następnie przechowywano je w eksykatorze w szalkach Petriego przez okres jednego miesiąca w celu utworzenia się warstwy pasywnej. Po tym okresie przeprowadzono badania elektrochemiczne, które obejmowały pomiar potencjału obwodu otwartego i zarejestrowanie zależności i=f(E) podczas badań polaryzacyjnych w trójelektrodowym układzie pomiarowym. Stanowisko składało się z naczyńka pomiarowego, potencjostatu oraz sterownika komputerowego. Elektroda pomocnicza wykonana była ze stali austenitycznej, natomiast jako elektrodę odniesienia zastosowano nasyconą elektrodę Ag/AgCl. Próbki stopu tytanu po oczyszczeniu w acetonie z zastosowaniem myjki ultradźwiękowej, zostały poddane ekspozycji przez około 20 minut w temperaturze 36,6°C w badanym roztworze korozyjnym. W tym czasie powierzchnia próbki osiągała stabilizację w nowym środowisku. Zauważono to podczas pomiaru potencjału obwodu otwartego.

Korozyjne charakterystyki stałoprądowe stosowane są powszechnie i uznawane są za jedne z ważniejszych metod badawczych służących do oceny zachowania korozyjnego materiału. Do oceny odporności korozyjnej biomateriałów zazwyczaj wykorzystywane są roztwór Ringera, Tyrode lub Hyde'go, względnie sztuczna ślina [4,5]. Praca przedstawia wyniki badań pomiarów stałoprądowych na stopie tytanu Ti6Al4V w trzech różnych roztworach korozyjnych, dla których podstawę stanowił roztwór Ringera. Ich skład chemiczny oraz wartość pH przedstawiono w tabeli 1. Oryginalność niniejszej pracy opiera się na zastosowaniu do badań środowisk korozyjnych o niekonwencjonalnym składzie chemicznym. Nie spotkano bowiem w literaturze tematu z zastosowaniem środowisk o podobnym składzie chemicznym.

Tabela 1. Tabela wykorzystanych do badań roztworów korozyjnych, ich skład oraz pH

Roztwór	Oznaczenie	pH
roztwór Ringera	RW	6,5
roztwór Ringera (500ml) + glukoza (5 mg)	RW+G	6,2
roztwór Ringera (100ml) + kw. askorbinowy (50mg)	RW+KA	3,5

Badania polaryzacji odbywały się w kierunku anodowym z szybkością dE/dt = 1 mV/s. Przyjmując potencjał wymuszony równy 600 mV, uzyskano początkową wartość potencjału w oparciu o ustabilizowaną wartość E_0 (potencjał obwodu otwartego). Następnie, wykorzystując metodę Sterna, wyznaczono istotne parametry, tj. wartości gęstości prądu korozji i_{kor}, potencjału korozji E_{kor}. Wartości oporu polaryzacji R_p uzyskano stosując wzór (1),

$$R_p = \frac{b_a \times b_k}{2{,}303 \times i_{kor}(b_a + b_k)} \quad (1)$$

gdzie: R_p [Ω*cm^2] – opór polaryzacji, b_a, b_k [V] – stałe reakcji elektrodowych, i_{kor} [A/cm^2] – gęstość prądu korozyjnego.

Wytyczne do wykonania zastosowanych w pracy potencjodynamicznych pomiarów polaryzacyjnych, w tym procedurę, sposób ich realizacji oraz metodykę opracowania wyników określa norma PN-EN ISO 17475:2010P.

3. WYNIKI

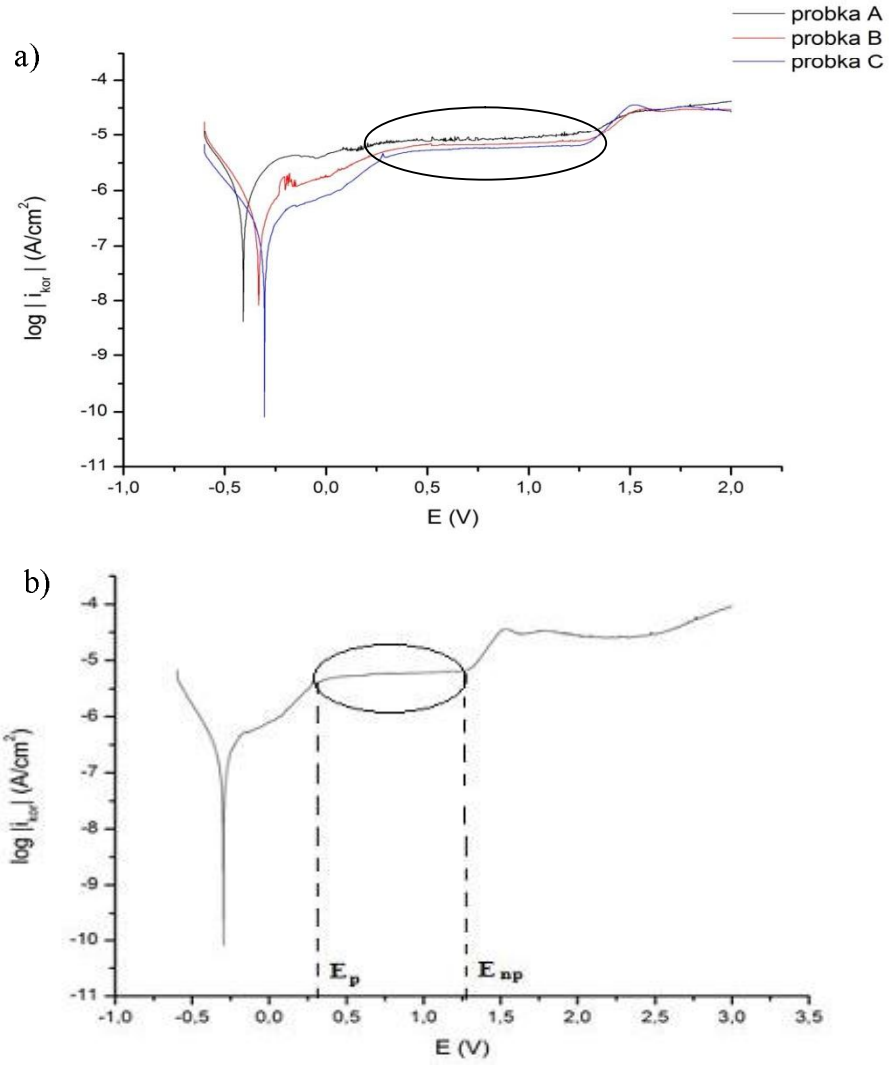
Po otrzymaniu wartości gęstości prądu korozji oraz potencjału korozji podczas elektrochemicznych badań polaryzacyjnych, wykonano krzywe polaryzacyjne zależności $\log|i_{kor}| = f(E_{kor})$ dla wszystkich próbek. W każdym przypadku obserwuje się charakterystyczny przebieg krzywej polaryzacyjnej, który zaznaczono na wykresie (Rys.1a). Jest to aktywny obszar pasywacji materiału, który w przypadku charakterystyki 1b mieści się w zakresie od potencjału Flade'go E_p równego około 0,3 V do potencjału przebicia E_{np} o wartości 1,22 V. Proces uzyskano podczas badań na próbce poddanej ekspozycji w roztworze Ringera w temp. 36,6°C.

Dzięki analizie wartości potencjałów E_p oraz E_{np}, można zaobserwować, od którego momentu powierzchnia próbki ulega pasywacji (Tabela 2). To z kolei umożliwia ocenę wpływu środowiska korozyjnego na wartość potencjału E_p, czyli na początek tworzenia się tlenkowej warstwy pasywnej TiO_2. Największe różnice widać pomiędzy próbką eksponowaną w samym roztworze Ringera (pH=6,5), a w roztworze z dodatkiem kwasu askorbinowego (pH=3,5). Wartości potencjałów w tym przypadku rosną wraz z obniżeniem się pH środowiska korozyjnego.

Tabela 2. Zestawienie wyników potencjału E_p i E_{np} dla próbki badanej w trzech rożnych środowiskach

Roztwór / Potencjał	RW (pH = 6,5)	RW+G (pH=6,2)	RW+KA (pH=3,5)
E_p - potencjał Flade'go [V]	0,30	0,50	0,60
E_{np} -potencjał przebicia [V]	1,22	1,42	1,53

Podobną prawidłowość zaobserwowano w wynikach potencjału korozyjnego oraz gęstości prądu korozyjnego (Tabela 3). Uzyskane wartości uśredniono dla poszczególnych roztworów. Zauważono, że dodanie do czystego roztworu Ringera glukozy i obniżenie tym samym pH środowiska (z pH=6,5 do pH=6,2), powoduje wzrost E_{kor} i R_p, obniżenie i_{kor} oraz wartości potencjału stabilizacji stopu $E_{0\,(t=0)}$. Wartość E_{kor} dla roztworu przy niższym pH jest wyższa o ponad 0,2 V od roztworu Ringera bez dodatków. Dodatkowo w przypadku środowiska kwasowego (pH=3,5) i obojętnego (pH=6,5) wartości i_{kor} różnią się między sobą o ponad $9*10^{-7}$, co daje 1,5 razy większą wartość.



Rys. 1. Krzywe polaryzacyjne dla próbek badanych a) we wszystkich trzech roztworach w temp. 36,6°C b) w roztworze Ringera w temp. 36,6°C, gdzie E_p –potencjał Flade'go, E_{np}– potencjał przebicia

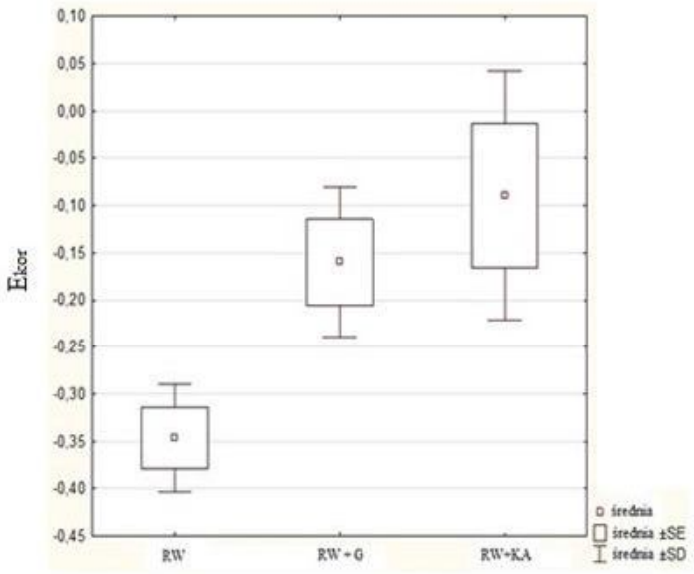
Tabela 3. Uśrednione wartości i_{kor} (gęstości prądu korozyjnego), E_{kor} (potencjału korozyjnego), E_0 (potencjału stabilizacji) oraz R_p (oporu polaryzacji) dla stopu tytanu eksponowanego w roztworze Ringera, roztworze Ringera z dodatkiem glukozy i kwasu askorbinowego

Środowisko	i_{kor}	E_{kor}	$E_{0\ (t=0)}$	R_p
	A/cm^2	V	V	$\Omega*cm^2$
RW (pH=6,5)	$9,73*10^{-7}$	-0,35	0,35	40045
RW + G (pH=6,2)	$3,16*10^{-7}$	-0,16	0,27	264397
RW + KA (pH=3,5)	$4,16*10^{-8}$	-0,09	0,20	682387

W celu potwierdzenia analizowanych wartości i dokonanych powyżej obserwacji, wykonano analizę wariancji. W jej wyniku odrzucono hipotezę o równości wartości oczekiwanych w badanych środowiskach korozyjnych na poziomie p = 0,0379 (bo 0,0379 < 0,05). Test post hoc traktując roztwory, jako nowe populacje, porównuje je między sobą na poziomie istotności p<0,05 (Rys. 2). Widać, że szczególne różnice (Tabela 4) występują pomiędzy roztworem Ringera (RW), a roztworem z dodatkiem kwasu askorbinowego (RW+KA).

Tabela 4. Zbadanie istotnych różnic w wartościach parametru E_{kor} dla poszczególnych środowisk za pomocą testu statystycznego post hoc na poziomie istotności p<0,05

	RW	RW+G	RW+KA
RW	-	0,0522	**0,0363**
RW + G	0,0522	-	0,3954
RW + KA	**0,0363**	0,3954	-



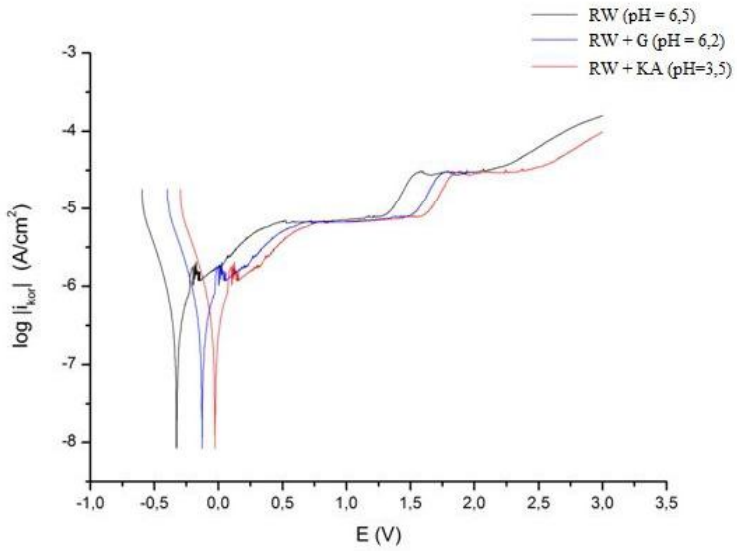
Rys. 2 Wykres ramka-wąsy przedstawiający wyniki analizy wariancji dla E_{kor}

4. PODSUMOWANIE

We wszystkich badanych roztworach, powierzchnia stopu tytanu Ti6Al4V ulega samorzutnej pasywacji. Świadczy o tym fragment krzywej anodowej, gdzie występuje tzw. obszar pasywacji. Z kolei obszar ten jest ściśle związany między innymi z wartością potencjału korozji. Im wyższa jest wartość pH, tym potencjał ten rośnie. Można więc stwierdzić, że wartości potencjału Flade'go i przebicia są wyższe w bardziej kwaśnym środowisku korozyjnym.

Po przeanalizowaniu uzyskanych parametrów (Tabela 3) oraz zbiorczej charakterystyki (Rys. 3) zauważono, że najwyższą odporność na korozję wykazywał stop poddany ekspozycji w roztworze Ringera z dodatkiem kwasu askorbinowego (pH=3,5). Świadczy o tym niska wartość i_{kor} oraz wysoka wartość potencjału korozyjnego E_{kor}. Wiąże się to z również ze zmianą oporu polaryzacji. Zgodnie ze wzorem (1) jest on odwrotnie proporcjonalny do gęstości prądu korozyjnego, więc im wyższe są jego wartości, tym badany stop wolniej

koroduje. Stąd wniosek, że zakwaszenie środowiska wskutek obecności w roztworze Ringera kwasu askorbinowego najefektywniej wpływa na odporność korozyjną Ti6Al4V.



Rys. 3. Potencjodynamiczne krzywe polaryzacyjne dla stopu tytanu badanego w trzech środowiskach: RW, RW+G, RW+KA w temp. 36,6°C

5. LITERATURA

[1] Łaskawiec J.. Zagadnienia teoretyczne i aplikacyjne w implantach, Gliwice, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, 2002, s. 11-33

[2] Kadłuczak A.: Mechanika korozji dwufazowego stopu tytanu w środowisku HCl., Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej, Mechanika, Czasopismo techniczne, 2009, s. 60-66

[3] Kadłuczak A., Zybura A., Jaśniok M., Jaśniok T.:. Diagnostyka konstrukcji żelbetowych, T2. Elektrochemiczne pomiary zagrożenia korozją zbrojenia w konstrukcji, Warszawa, PWN, 2009, s.157-165

[4] Handzlik P.: Wpływ pH i temperatury na odporność korozyjną tytatnu w buforowanym fosforanami roztworze soli fizjologicznej PBS, Ochrona przed korozją, vol. 11/2010, s. 570-574

[5] Surowska B.,. *Wybrane zagadnienia z korozji i ochrony przed korozją.* Lublin : Politechnika Lubelska, 2002. strony 58-63.

THE IMPACT ASSESSMENT OF ENVIRONMENTAL CONDITIONS ON THE CORROSION RESISTANCE OF TITANIUM ALLOY Ti6Al4V

Abstract: Titanium alloys are mainly used for the production of endoprosthesis, dental implants. This study presents the impact assessment of the physiological environment on a corrosion behavior of the titanium alloy Ti6Al4V. The corrosive environment consisted of three solutions with different pH: Ringer's solution (pH=6.5), Ringer's solution containing glucose (pH=6.2), Ringer's solution with ascorbic acid (pH=3.5). The study was carried out by using electrochemical researches. It included the measurement potential of the open circuit and the relation i=f(E). With the obtained results, it was found that Ti6Al4V alloy has the best corrosion resistance in acidic environment.