Angela ANDRZEJEWSKA, Koło Naukowe „BioMed", Wydział Inżynierii Mechanicznej, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy im. J. i J. Śniadeckich w Bydgoszczy
Adam MAZURKIEWICZ, Zakład Inżynierii Biomedycznej, Instytut Mechaniki i Konstrukcji Maszyn, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy im. J. i J. Śniadeckich w Bydgoszczy

IMPLANTY DO REKONSTRUKCJI OPONY TWARDEJ – PRZEGLĄD ISTNIEJĄCYCH ROZWIĄZAŃ

Streszczenie: W pracy poruszono zagadnienie biomateriałów stosowanych w neurochirurgii. Dokonano przeglądu dostępnych na rynku kolagenowych folii do zaopatrywania ubytków opony twardej oraz porównania ich właściwości z opatentowanym w 2006 r. substytutem opony twardej (EP 1484070 B1).

Słowa kluczowe: opona twarda, implanty, folia kolagenowa, substytut opony twardej

1. WSTĘP

Operacje neurochirurgiczne prowadzące do resekcji zmian nowotworowych w obrębie mózgowia, wymagają przerwania ciągłości kości czaszki oraz opon mózgowo-rdzeniowych. Prawidłowo przebiegająca rekonwalescencja pacjenta po zabiegu resekcji nowotworu w obrębie głowy, wymaga odtworzenia fizjologicznych warunków ochrony mózgowia przed urazami mechanicznymi oraz zniwelowanie prawdopodobieństwa wystąpienia komplikacji pooperacyjnych, takich jak przepuklina mózgowa, przepuklina oponowa, zapalenie opon mózgowo-rdzeniowych, ropień mózgu, odma mózgowa. W tym celu stosowane są substytuty opony twardej, które poprzez integrację ze zdrowymi tkankami pacjenta, umożliwiają odbudowę struktury łącznotkankowej opony twardej.

Zakłada się, że grubość opony twardej u dorosłego człowieka wynosi 2-5 mm (grubsza warstwa znajduje się przy podstawie czaszki), a jej naturalna grubość może ulegać zmianie w trakcie życia człowieka. Zasadniczo przyjmuje się, że niemowlęta i małe dzieci mają cieńszą oponę twardą niż dorośli [3].

Przez lata substytut opony twardej u operowanych pacjentów stanowiła konserwowana opona twarda pobierana z ludzkich zwłok, powięź szeroka czy preparaty osierdzia. Jednakże ze względu na wysokie ryzyko przeniesienia chorób zakaźnych, wirusów oraz prionów, a także wysoki współczynnik zgonów po zabiegu przeszczepienia opony twardej pochodzenia ludzkiego, w wielu krajach wprowadzono istotne ograniczenia lub całkowity zakaz przeszczepień materiału ze zwłok [3].

Ze względu na konieczność zaopatrywania nieciągłości opony twardej, poszukiwano materiałów zastępczych, spełniających odpowiednie warunki kliniczne. Zaczęto posługiwać się materiałami pochodzenia zwierzęcego. Wśród substytutów opony twardej znalazły się folie kolagenowe pochodzenia świńskiego lub bydlęcego.

2. MATERIAŁ I METODA

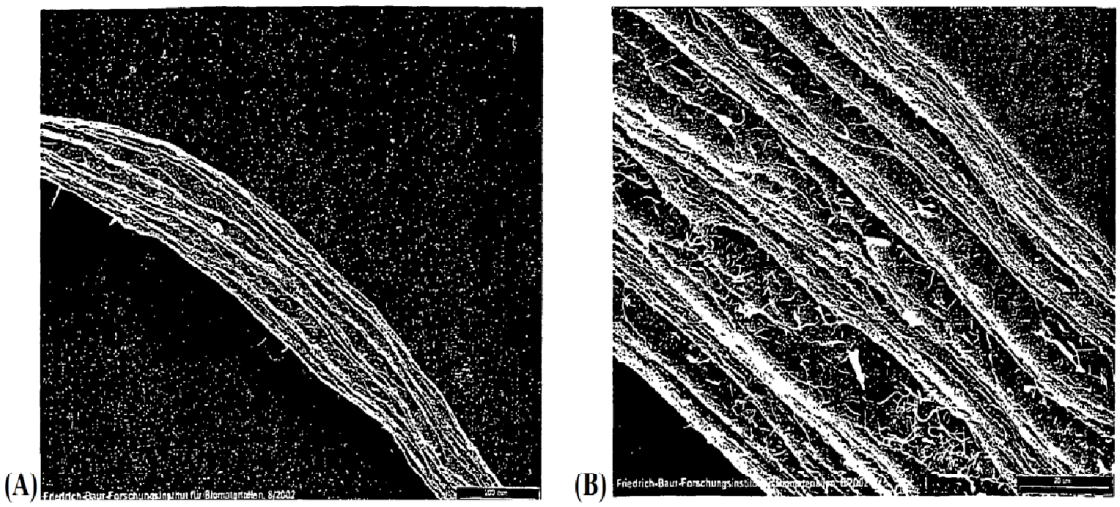
W pracy przedstawiono porównanie biologicznych implantów opony twardej wykonywanych z kolagenu pochodzenia zwierzęcego. Dane pozyskane do niniejszej analizy pochodzą z opisów patentowych publikowanych w internetowych bazach Europejskiego Urzędu Patentowego. Wykorzystane zostały również katalogi producentów oraz informacje zamieszczane na ich stronach internetowych, dotyczące analizowanych rozwiązań technicznych dostępnych obecnie na rynku wyrobów medycznych.

3. SUBSTYTUTY OPONY TWARDEJ

3.1. Opis wynalazku

W 2006 r. firma Baxter International Inc. uzyskała patent (EP 1484070 B1) na substytut opony twardej. Wynalazek dotyczy kompozytowej folii kolagenowej stanowiącej materiał zastępczy do naprawy i regeneracji opony twardej u ludzi. Istotą wynalazku jest zastosowanie kolagenu pochodzenia zwierzęcego. Wykorzystuje się kolagen koński, którego naturalna wielowarstwowa budowa nie wymaga sieciowania środkami chemicznymi oraz napromieniania. Wykorzystana macierz biologiczna jest strukturą nieporowatą i jest zbudowana z bezkomórkowych składników.

Sposób ułożenia włókien kolagenowych w folii umożliwia łatwą integrację implantu ze zdrową tkanką pacjenta. Widoczne na rys. 1 szczeliny pomiędzy poszczególnymi warstwami włókien kolagenowych umożliwiają przerastanie komórkami i naczyniami krwionośnymi pacjenta, pozwalając tym samym na odbudowę opony twardej.



Rys. 1. Fotografia SEM przekroju suchej folii z kolagenu końskiego [3]

W porównaniu do kolagenu pochodzenia bydlęcego, koziego, owczego itp., kolagen pobierany ze ścięgna Achillesa koni zmniejsza ryzyko przeniesienia na pacjenta takich chorób jak choroba Jacoba-Creutzfeldta, czy gąbczasta encefalopatia bydła (BSE).

W przeciwieństwie do syntetycznych materiałów porowatych, folia z kolagenu końskiego w stanie uwodnionym zachowuje swój właściwy rozmiar i kształt. Zachowana jest stabilność kształtu folii oraz biostabilność po nawodnieniu, nie występują problemy związane z pęcznieniem czy kurczeniem biomateriału, ograniczając tym samym prawdopodobieństwo rozerwania szwów chirurgicznych.

Wykazano, że folia z kolagenu końskiego posiada skłonność do rozerwania materiału pod wpływem wywieranego ciśnienia. Skłonność ta mierzona jest jako maksymalna siła rozciągająca, działająca na wycinek paska folii kolagenu. Maksymalną siłę rozciągającą oznacza się ilościowo w funkcji ilorazu działającej siły i szerokości folii z kolagenu końskiego.

3.2. Opis rozwiązań producentów

B. Braun, Niemcy

Substytut opony twarde Lyoplant® (rys. 2) firmy B. Braun jest implantem wytwarzanym z czystego kolagenu, pozyskiwanego z osierdzia bydlęcego. Stosowany wysoce oczyszczony kolagen, pozwala zmniejszenie reakcji immunologicznych.

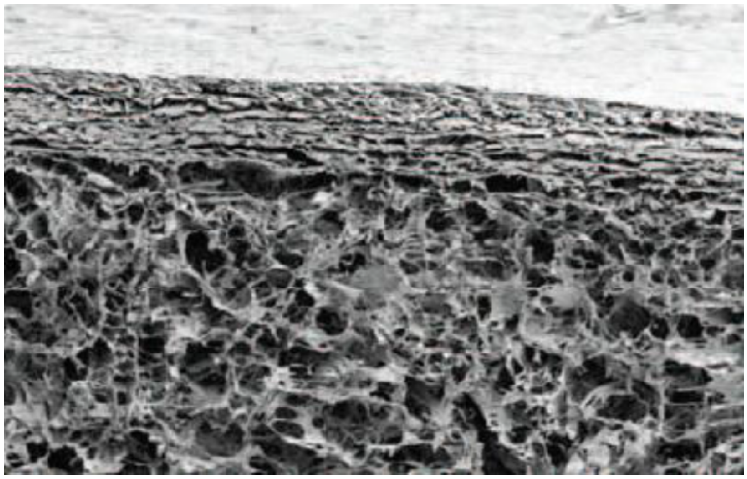
Rys. 2. Fotografia SEM przekroju implantu Lyoplant® firmy B. Braun [1]

W specjalnym procesie produkcji usuwane są wszystkie niekolagenowe substancje, takie jak niekolagenowe białka, tłuszcze i enzymy. Proces kontrolowanej liofilizacji zapewnia, że luźna struktura włókien implantu Lyoplant® umożliwia utrzymanie optymalnych warunków do integracji wszczepu po implantacji. Mikroporowata struktura materiału przyspiesza proces przerastania implantu komórkami i naczyniami krwionośnymi pacjenta.

Implant mocowany jest do zdrowej tkanki pacjenta za pomocą nieresorbowalych nici chirurgicznych, dodatkowo może być zabezpieczony klejem fibrynowym.

Materiał ten charakteryzuje się wysoką wytrzymałością na rozciąganie. Nasiąknięty nie powoduje zmiany kształtu wpływającej na rozciąganie nici, którymi jest przymocowany, a tym samym zapewnia stateczność zespolenia.

Modyfikacją implantu Lyoplant® jest implant Lyoplant® Onlay (rys. 3), który składa się z dwóch warstw kolagenu. Kolagen w pierwszej warstwie pochodzi z osierdzia bydlęcego, natomiast w drugiej ze skóry bydlęcej. Zastosowanie kolagenu pochodzącego ze skóry pozwala na zamykanie ubytku opony twardej bez użycia nici chirurgicznych.

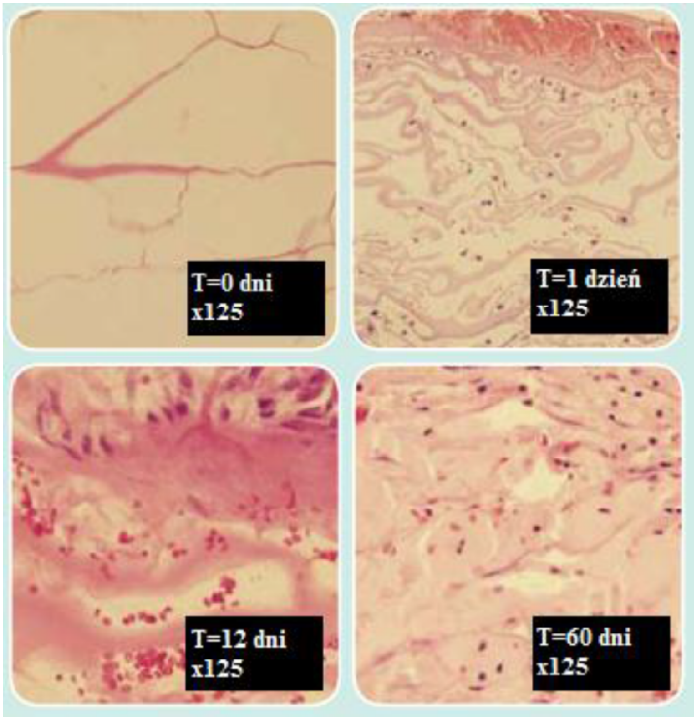


Rys. 3. Fotografia SEM przekroju implantu Lyoplant® Only firmy B. Braun [1]

Integra LifeSciences Corporation, Stany Zjednoczone Ameryki

Produkt DuraGen® (rys. 4) do uzupełniania ubytków opony twardej firmy Integra LifeSciences Corporation wykonywany jest z czystego kolagenu typu I, pochodzącego z wołowego ścięgna Achillesa. Proces produkcji i oczyszczania materiału pozwala na zmniejszenie ryzyko negatywnej odpowiedzi ze strony układu immunologicznego. Charakteryzuje się całkowitą biowchłanialnością i biozgodnością, zapewniającą właściwy przerost implantu żywą tkanką. Spójne struktury kolagenu w materiale pozwalają na zapewnienie skutecznej ochrony przed przeciekaniem płynu mózgowo-rdzeniowego.

Mocowany bez użycia szwów, w razie konieczności może być utwierdzony za pomocą nienaprężonych szwów chirurgicznych.



Rys. 4. Proces przerastania substytutu opony twardej żywą tkanką na przykładzie implantu DuraGen® (Integra LifeSciences Corporation) [2]

4. PORÓWNANIE ROZWIĄZAŃ

Przedstawione substytuty opony twardej wytwarzane są z kolagenu pochodzenia zwierzęcego. W zależności od proponowanego rozwiązania kolagen użyty w procesie produkcyjnym pochodzi z końskich ścięgien Achillesa (Patent EP1484070B1), bydlęcego osierdzia i/lub bydlęcej skóry (Lyoplant® i Lyoplant® Only/B. Braun), bydlęcego ścięgna Achillesa (DuraGen®/Integra LifeSciences Corporation).

Rodzaj zastosowanego kolagenu ma znaczący wpływ na strukturę materiału, który zapewnia właściwą integrację implantu ze zdrową tkanką pacjenta. Porównywane implanty uzupełniają ubytek w oponie twardej i jednocześnie zapewniają pełne uszczelnienie, przed przeciekaniem płynu mózgowo-rdzeniowego.

Wszystkie przedstawione implanty mocuje się do zdrowej tkanki szwami chirurgicznymi. W przypadku rozwiązania firmy B. Braun wskazuje się na możliwość stosowania klejów fibrynowych lub samoczynnego mocowania bez użycia szwów (Lyoplant® Only). Substytuty firmy Integra LifeSciences Corporation w głównej mierze są przystosowane do samoczynnego bezszwowego mocowania, jedynym zaleceniem producenta do stosowania szwów chirurgicznych są szczególnie uzasadnione przypadki.

Ze względu na zmiany wielkości płatków kolagenowych pod wpływem nadmiernego uwodnienia lub odwodnienia, przedstawione rozwiązania muszą charakteryzować się wysoką elastycznością i wytrzymałością na rozciąganie. Wynalazca substytutu opony twardej podaje wartości maksymalnej siły rozciągającej, która wynosi ok. 1–30 N, natomiast producenci w charakterystykach swoich produktów tej wartości nie podają.

W tabeli 1. Zestawiono porównywane cechy substytutów opony twardej.

Tabela 1. Zestawienie porównywanych cech substytutów opony twardej

Lp.	Porównywana cecha	Patent EP1484070B1	Lyoplant® i Lyoplant® Only (B. Braun)	DuraGen® (Integra LifeSciences Corporation)
1.	Rodzaj materiału	kolagen zwierzęcy	kolagen zwierzęcy	kolagen zwierzęcy
2.	Pochodzenie materiału	końskie ścięgno Achillesa	bydlęce osierdzie bydlęca skóra	bydlęce ścięgno Achillesa
3.	Struktura materiału	wielowarstwowa	luźna dwuwarstwowa	spójna
4.	Biozgodność	tak	tak	tak
5.	Bioresorbowalność	tak	tak	tak
6.	Sposób mocowania	szwy chirurgiczne	szwy chirurgiczne kleje fibrynowe samoczynne	samoczynne szwy chirurgiczne
7.	Możliwość modelowania kształtu i wymiarów	tak	tak	tak
8.	Maksymalna siła rozciągająca [N/cm paska]	1–30 1,5–15 2–10 3–6	brak informacji	brak informacji

5. PODSUMOWANIE

Analiza rozwiązań substytutów opony twardej pod względem rodzaju stosowanego materiału, pochodzenia materiału, jego struktury, biozgodności, bioresorbowalności, sposobu mocowania w ciele pacjenta oraz możliwości dostosowywania kształtu i wymiarów do wielkości zaopatrywanego ubytku nie daje pełnej odpowiedzi na to, który implant przyczyni się do szybszej rekonwalescencji pacjenta, w stosunku do innych (konkurencyjnych) rozwiązań. Na podstawie uzyskanych danych nie można również wnioskować o właściwościach mechanicznych folii kolagenowych i sile, z jaką powinny być mocowane, by zapewnić właściwą integralność wszczepu ze zdrowymi tkankami pacjenta.

W celu dokładnej weryfikacji szybkości procesu rekonwalescencji oraz mających na nią wpływ czynników mechanicznych wywoływanych przez sposób mocowania implantu w ciele pacjenta należałoby przeprowadzić dodatkowe badania doświadczalne.

LITERATURA

[1] B.Braun [online], dostęp w: http://www.bbraun.com/
[2] Integra LifeSciences Corporation: DuraGen Plus, Stany Zjednoczone Ameryki 2006
[3] Schachtler R., Stemberger A.W., Sepehrnia A., Odar J., Baxter International Inc., Baxter Healthcare S.A.: Compositions for repairing and regenerating human dura mater, EP1484070 B1, Europa, 2006

IMPLANTS FOR RECONSTRUCTION OF THE DURA MATER – A REVIEW OF EXISTING SOLUTIONS

Abstract: In this paper describes biomaterials, which are used in neurosurgery. This paper is a review of existing solutions of collagen dura mater substitute. Properties each of featured solutions was compared with properties of patented in 2006 dura mater substitute (EP 1484070 B1).

Mateusz BERESKA, Bartłomiej BARYŃ, **Martyna PIECKO, Maksymilian ŚMIECH**, SKN Biomechatroniki „Biokreatywni", Politechnika Śląska
Robert MICHNIK, Agata GUZIK-KOPYTO, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

ANALIZA KINEMATYKI KOŃCZYNY GÓRNEJ PODCZAS RZUTU LOTKĄ DART

Streszczenie: Technika rzutu odgrywa niebagatelną rolę w większości dyscyplin sportowych, związanych z rzutem przedmiotu do celu. W artykule przedstawiono metodykę badań kinematyki kończyny górnej, podczas rzutu lotką dart. Pomiary zostały przeprowadzone za pomocą elektrogoniometrów Noraxon. Wyniki pomiarów wykorzystano do wyznaczenia zakresów ruchu w stawach kończyny górnej oraz oceny kinematyki rzutu na celność.

Słowa kluczowe: kończyna górna, kinematyka, dart

1.WSTĘP

Technika rzutu odgrywa kluczową rolę w wielu sportach, związanych z rzucaniem przedmiotu do celu. Bardzo często jest ona wypracowywana przez lata treningów, pod okiem wykwalifikowanych trenerów. Rzutki posiadają kilka zasad, których przestrzeganie pozwala na zwiększenie celności. Rzut lotką można podzielić na pięć faz: celowanie, ruch wsteczny, przyspieszenie lotki, wypuszczenie lotki, trafienie. Prawidłowo wykonany rzut lotką powinien być wykonany tak, aby staw barkowy nie zmieniał swojej pozycji w czasie wykonywania rzutu. Staw łokciowy, w fazie cofania lotki, ulega zgięciu o kilka stopni. Natomiast w fazie przyspieszania lotki następuje gwałtowny wyprost w tym stawie [1][2][3]. W technice wykonywanej przez zawodowych graczy, dodatkowe przyspieszenie lotki, uzyskiwane jest również poprzez wykonanie ruchu w stawie nadgarstkowym. Ruch ten jednakże wymaga większej kontroli nerwowo- mięśniowej i nie jest on zalecany początkującym graczom.

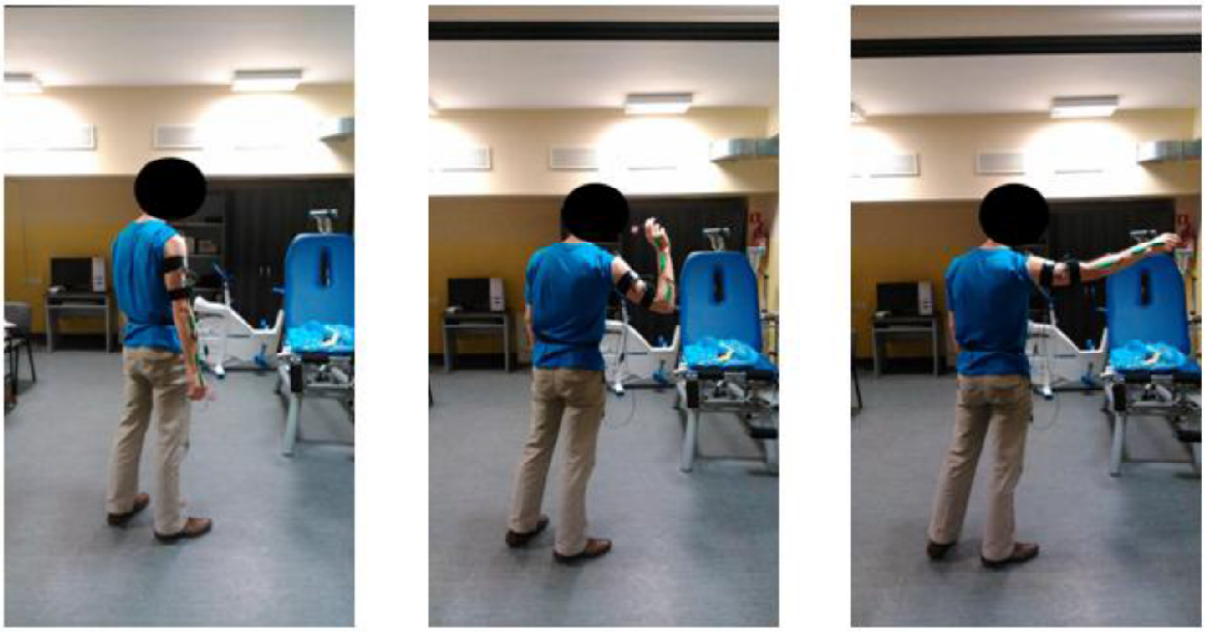
2. CEL BADAŃ

Opracowanie i przetestowanie metodyki badan kinematyki ruchu kończyny górnej podczas wykonywania rzutów lotka. Badania przeprowadzone z wykorzystaniem opracowanej metodyki miały na celu określenie wpływu ruchomości w stawach kończyny górnej podczas rzutu na jego celność.

3. METODYKA BADAŃ

W badaniach wzięło udział 5 osób w wieku od 23-25 lat. Każda z osób wykonała 6 rzutów do tarczy, trzy próbne podczas których nie rejestrowano wyników i trzy zasadnicze-

mierzone. Zadaniem badanych osób było trafienie w środek tarczy. Tarcza była zawieszona w odległości 250 cm od zawodnika, na wysokości 170 cm, licząc od jej środka. Wszyscy badani byli amatorami. Każdy rzut wykonywany był według osobistych preferencji badanego, bez narzucania techniki ogólnie przyjętej za prawidłową. Przebiegi kątowe w poszczególnych stawach kończyny górnej: barkowym, łokciowym oraz nadgarstkowym, były rejestrowane za pomocą zestawu trzech elektrogoniometrów firmy NORAXON.

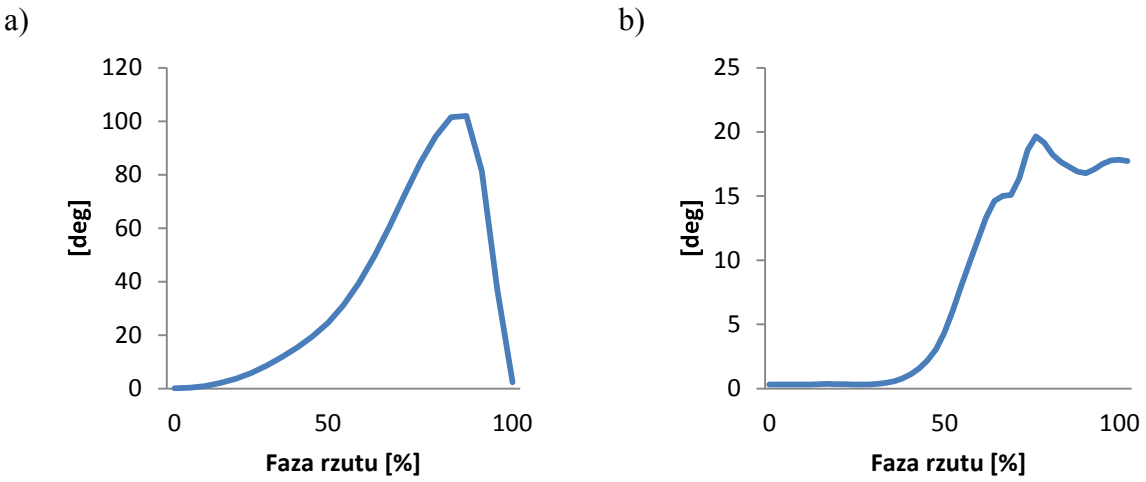


Rys. 1. Przebieg pomiaru, od lewej odpowiednio: pozycja wyjściowa, celowanie, rzut

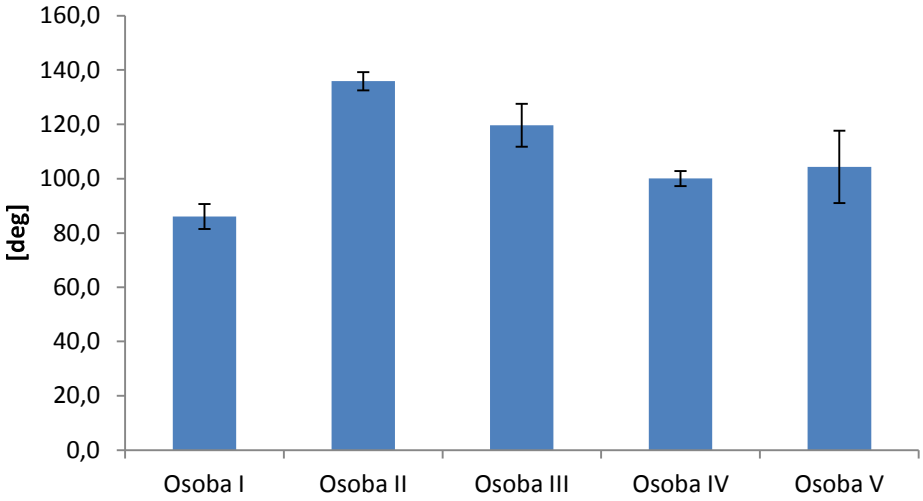
4. WYNIKI

Na podstawie przeprowadzonych pomiarów dla każdej badanej osoby wyznaczono przebiegi kątów: zginania-prostowania w stawie ramiennym i łokciowym, odwodzenia przywodzenia w stawie ramiennym, oraz zginania dłoniowego-grzbietowego i promieniowego-łokciowego w nadgarstku. Dla wszystkich badanych osób w każdej przeprowadzonej próbie wyznaczono wartości minimalne i maksymalne analizowanych kątów oraz zakresy ruchu w stawach: nadgarstkowym, łokciowym i ramiennym. Po odaniu rzutu wyznaczano odległość lotki od środka tarczy. Pozwoliło to na analizę wpływu zakresu ruchu na celność.

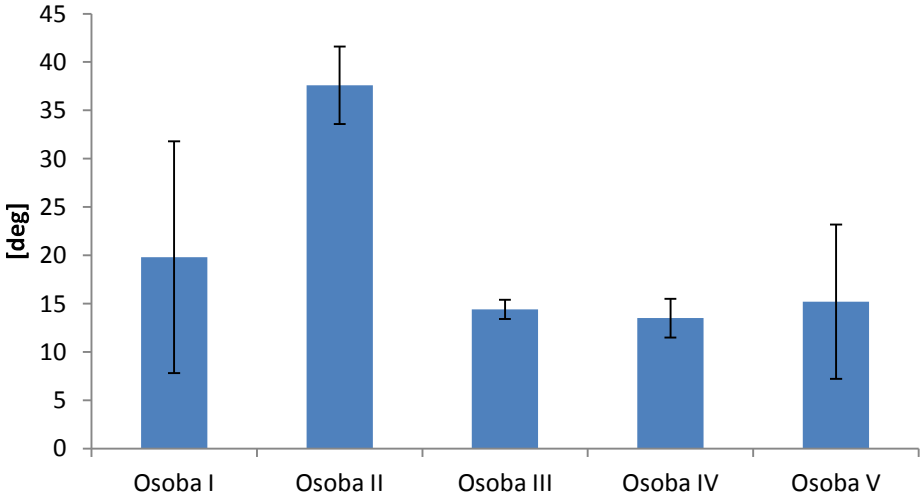
Na rysunku 2 przedstawiono przykładowe przebiegi kątów stawie ramiennym i łokciowym podczas rzutu. Zakres ruchu w stawie łokciowym u badanych osób zawierał się w przedziale 80 - 140° (rys. 3), natomiast dla stawu ramiennego wyniósł 8 - 43° (rys. 4). Analizując uzyskane wyniki można stwierdzić, że nie ma powiązania pomiędzy ruchem w stawie łokciowym, a uzyskaną odległością. Wyznaczony współczynnik korelacji pomiędzy tymi wielkościami wynosi 0,009. Natomiast występuje słaba, ujemna (-0,239) korelacja między ruchem w stawie ramiennym a uzyskaną odległością, co oznacza, iż ruch w tymże stawie, w niewielkim stopniu sprzyja celności rzutu (rys. 5).



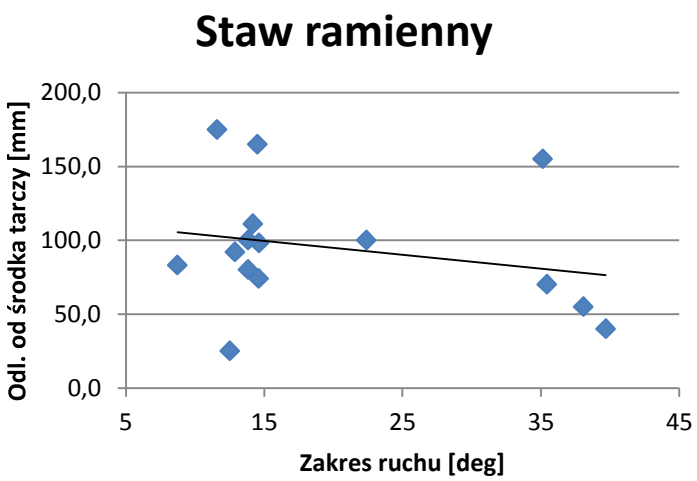
Rys. 2. Przykładowe przebiegi zmian kątowych podczas rzutu lotką w: a) stawie łokciowym, b) stawie barkowym



Rys. 3. Średni zakres ruchu w stawie łokciowym podczas rzutu lotką



Rys. 4. Średni zakres ruchu w stawie ramiennym podczas rzutu lotką



Rys. 5. Zależność zakresu ruchu w stawie ramiennym podczas rzutu lotką od odległości od środka tarczy

5. WNIOSKI

Przedstawiona w pracy metodyka badań kinematyki kończy górnej podczas rzutu lotką umożliwia ocenę poprawności wykonywanych ruchów, jak również określenie wpływu techniki rzutu na celność. Wyniki badań potwierdzają teoretyczne podstawy rzutu lotką w darcie. Przeprowadzone pozwoliły na weryfikację opracowanej metodyki badań. Ze względu na małą grupę badanych osób nie pozwalają na wyciągnięcie ogólnych wniosków. Autorzy pracy przewidują przeprowadzenie badań na większej liczbie osób. Można również przypuszczać, że wykorzystanie przedstawionej metodyki przez zawodników powinno przyczynić się do poprawienia techniki rzutu i zwiększenia celności.

LITERATURA

[1] Technika rzutu lotkami [w:] Wszystko o grze w lotki [dostęp: 3 kwietnia 2014], dostępny w Internecie: http://p.szewczak.w.interia.pl/rzut.htm
[2] Smeets B. J., Frens M. A., Brenner E.: Throwing darts: timing is not the limiting factor" - Exp Brain Res 144: 268–274, 2002
[3] Schorer J., Jaitner T., Wollny R., Fath F., Baker J.: Influence of varying focus of attention conditions on dart throwing performance - Exp Brain Res 217:287–297, 2012

ANALYSIS OF THE KINEMATICS OF THE UPPER LIMB DURING DART THROW

Abstract: Throwing technique plays a major role in most sports, associated with the projection of the object to the target. The article presents a study on the kinematics of the upper limb during dart throw people, that do not have previously more contact with that sport and summarizes registered mobility of joints of the upper limb, with the general, theoretical guidelines to optimize the obtained results.

Krzysztof CZAKON, **Katarzyna WITA**, WSiD, Ustroń
Prof. zw. dr n. tech. Maciej HAJDUGA, ATH, Bielsko- Biała i WSiD, Ustroń

PROTETYCZNE PODBUDOWY ZE STAŁĄ WARSTWĄ CERAMICZNĄ

Streszczenie: We współczesnej protetyce stomatologicznej ważny jest odpowiedni dobór i połączenie materiałów. W pracy skupiono się na sprawdzeniu połączenia porcelany z trzema różnymi rodzajami podbudów (metal frezowany, spiek i cyrkon). Trwałość połączenia materiałów w stomatologii to znaczący aspekt decydujący o jakości wykonanej pracy protetycznej. Wnioski formułowano na podstawie wyników z wykonanych zdjęć makroskopowych i przeprowadzonego badania twardości. Stwierdzono że warstwa nałożona na podbudowę cyrkonową cechuje się najlepszym ciągłym połączeniem.

Słowa kluczowe: most protetyczny, spiekanie, podbudowy metaliczne, podbudowa ceramiczna, badania mikroskopowe i makroskopowe, badania mechaniczne

1. WSTĘP

We współczesnej protetyce stomatologicznej ważny jest odpowiedni dobór i połączenie materiałów. Przy użyciu protez stałych pojawia się szereg problemów związanych z indywidualnymi warunkami przyzębia każdego pacjenta. Istotne są także czynniki biomechaniczne oraz spajanie materiałów użytych do ich wykonania [1, 2].

W pracy badaniom zostały poddane podbudowy wykonane z różnych materiałów. Podbudowa metaliczna wykonana została ze stopu włoskiej firmy o nazwie MAGNUM SPLENDIDUM. Jej skład to: Co-60%, Cr-28%, W-9%, inne-3%. Wykorzystywany jest on głównie w technologii CAD/CAM w postaci krążków przeznaczonych do obróbki. Jest to stop dedykowany dla późniejszego połączenia ceramiką. Cechuje go drobnoziarnistość oraz łatwe opracowanie [3].

Kolejną metodą w wykonawstwie podbudów jest laserowe spiekanie proszków metali (SLS) stosowane przez niemiecką firmę EOS Manufacturing Solutions. Dziedzina metalurgii proszków to nie tylko ich wytwarzanie lecz przede wszystkim łączenie pojedynczych ziaren w zwarty element w postaci półfabrykatu. Skład materiału to: Co-64%, Cr-25%, Mo-5%, W-4%, Si-1%. W wykonawstwie uzupełnień protetycznych metoda ta jest innowacyjna i wiąże się z bardzo wysokimi kosztami [1,4].

Jako ostatni materiał przeznaczony do badań w pracy wytypowano dwutlenek cyrkonu (ZrO_2). Zalicza się on do ceramiki strukturalnej, która może być opracowana w technologii frezowania. Ceramika charakteryzuje się budową krystaliczną. W swojej mikrostrukturze posiada wiązania chemiczne, które nadają jej wysokie właściwości mechaniczne. Wpływają znacząco na twardość, kruchość oraz odporność na wysokie temperatury. Do frezowania podbudowy wykorzystano krążek firmy DOCERAM. Charakterystyczne właściwości metalu

frezowanego, metalu spiekanego oraz dwutlenku cyrkonu będą różnie wpływać na jakość połączenia tworzonego z porcelaną [5].

2. BADANIA WŁASNE

2.1. Cel pracy

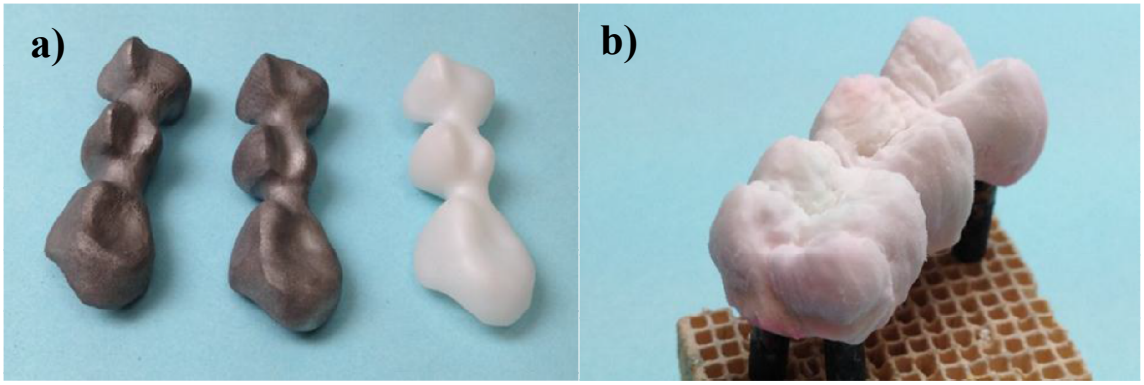
Celem pracy jest analiza ciągłości połączenia materiału ceramicznego z podbudową metaliczną uzupełnień protetycznych w zależności od technologii przygotowania.

2.2. Zakres pracy

Wykonanie konstrukcji protetycznych, w postaci trzech mostów trójpunktowych (Rys.1a.) zostało zlecone firmom specjalizującym się w swoich dziedzinach (spiekania laserowego elementów metalowych oraz frezowania w metalu i cyrkonie technologią CAD/CAM).

Zakres pracy obejmuje wykonanie mostów protetycznych w różnej technologii, nałożenie warstwy opakera i licowanie warstwy wierzchniej porcelaną Creation. W przeprowadzonych badaniach zmieniały się tylko rodzaje podbudów, a warstwa ceramiczna w każdym przypadku była taka sama. W celu uzyskania jak najlepszych wyników badań, porcelana, w miarę możliwości, została naniesiona tą samą metodą, w takich samych warunkach, o tej samej grubości i własnościach. Tytułem zobrazowania ciągłości przylegania porcelany do warstwy wierzchniej podbudowy przeprowadzono standardowe badania makro i mikroskopowe przy powiększeniu od 25 do 500 razy.

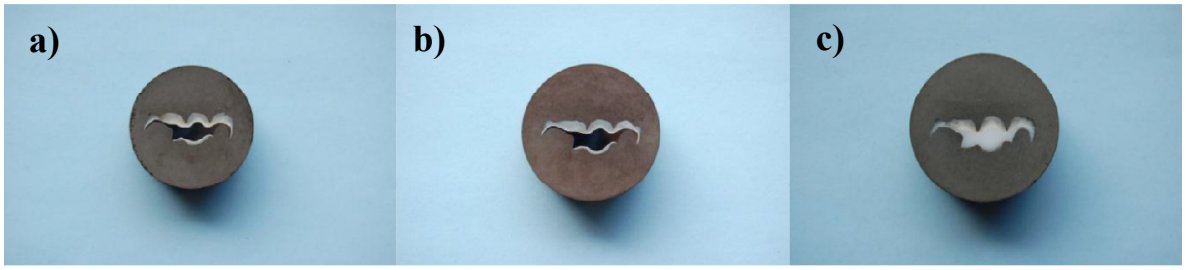
Jako dopełnienie pracy, zostały wykonane zdjęcia próbek pod mikroskopem stereoskopowym, obrazujące warstwy porcelany oraz ich spójność.



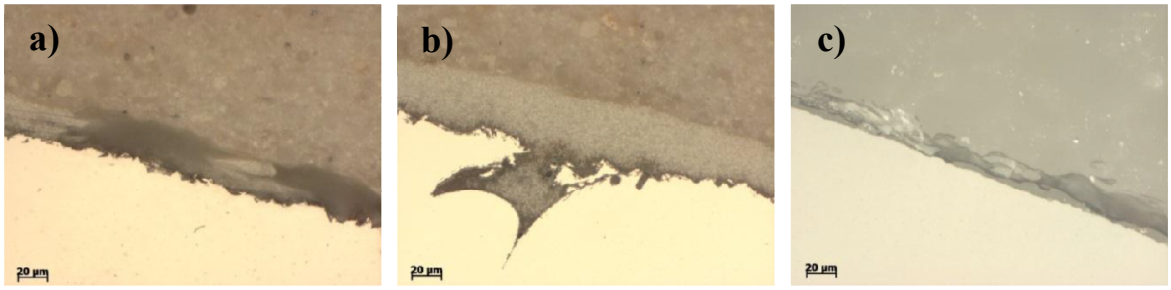
Rys. 1. Przygotowanie próbek: a) podbudowy pod mosty protetyczne, b) licowanie porcelaną

Tabela 1. Zestawienie wyników badań twardości prowadzonych metodą Vickersa

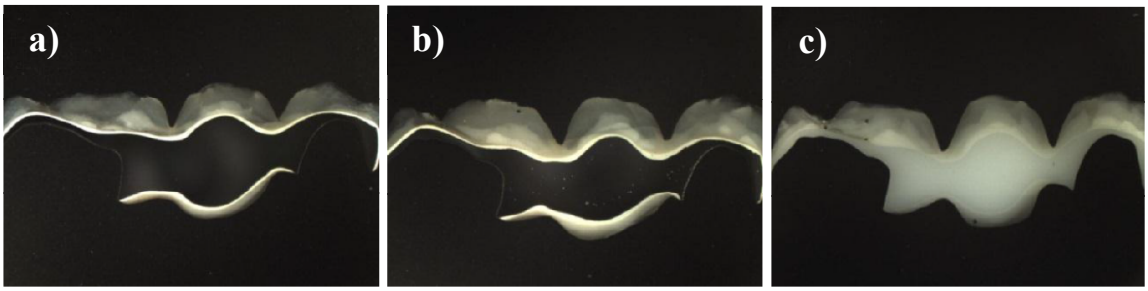
Oznaczenie próbek	Wartość średnia
A Metal frezowany	288,6 HV1
B Metal spiekany	545,1 HV1
C Cyrkon	1368,0 HV1



Rys. 2. Próbki przeznaczone do badań: a) zgład z próbką mostu na metalu frezowanym, b) zgład z próbką mostu na metalu spiekanym, c) zgład z próbką mostu na cyrkonie



Rys. 3. Strukturalna analiza mikroskopowa: a) próbka A- metal frezowany, powiększenie 500x, b) próbka B- metal spiekany, powiększenie 500x, c) próbka C- cyrkon, powiększenie 500x



Rys. 4. Zdjęcia z mikroskopu stereoskopowego: a) próbka A- metal frezowany, powiększenie 8x, b) próbka B- metal spiekany, powiększenie 8x, c) próbka C- cyrkon, powiększenie 8x

3. WNIOSKI

- Warstwa porcelany nałożona na podbudowę cyrkonową charakteryzuje się najlepszym ciągłym połączeniem.
- Optymalną ciągłość połączenia warstwy porcelany wykazuje również podbudowa spiekana.
- W ocenie twardości najwyższą wartość posiada cyrkon.
- Warstwy ceramiki posiadają liczne zanieczyszczenia (pęcherze powietrza), mogące negatywnie wpływać na wytrzymałość materiału.

LITERATURA

[1] Cyunczyk A., Podstawy inżynierii spieków metalowych. Oficyna Wydawnicza Politechniki Rzeszowskiej, Rzeszów, 2000
[2] Majewski S.W.: Protetyka stałych uzupełnień zębowych. Wyd.1. Wydawnictwo SZS-W, Kraków, 1998
[3] http:/www.mesaitalia.it
[4] http:/www.eos.info

[5] Pampuch R., Współczesne materiały ceramiczne. Wyd.1. Wydawnictwa AGH, Kraków, 2005

PROSTHETIC BASES WITH SOLID CERAMIC LAYER

Abstract: In todays dental prosthodonties a suitable selection and connecting the materials is important while using permanent prothesis there are a lot of problems with different periodontal conditions of each patient. Biomechanical factors are important and cementing materials used to their accomplishment. The range of this study has been devoted to show the continuity of adhesing the porcelain to the top layer.

Paulina GALAS, Studenckie Koło Naukowe „SYNERGIA”, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze
Krzysztof CYGOŃ, Roman BEDNORZ, Justyna OPATOWICZ, Jakub MALISZEWSKI, PHU Technomex, Gliwice
Emila CZEPUL, Centrum Fizjoterapii "FIZJOFIT"

WPŁYW PROCESU REHABILITACJI Z WYKORZYSTANIEM SYSTEMU DO REEDUKACJI CHODU TRZECIEJ GENERACJI NA PARAMETRY CZASOWO-PRZESTRZENNE CHODU

Streszczenie: W pracy przeprowadzono ocenę wpływu wykorzystania systemu G-EO System do reedukacji chodu na parametry czasowo- przestrzenne chodu. Badanie wykonano w Centrum Fizjoterapii „FIZJOFIT” w Gliwicach, przy zastosowaniu systemu do trójpłaszczyznowej analizy ruchu – BTS Smart. Analizę parametrów czasowo-przestrzennych przeprowadzono na dzieciach z mózgowym porażeniem dziecięcym oraz na dzieciach z zaburzeniami psychoruchowymi.

Słowa kluczowe: spatio-temporal parameters, bts smart, gait analisys, G–EO System

1. WSTĘP

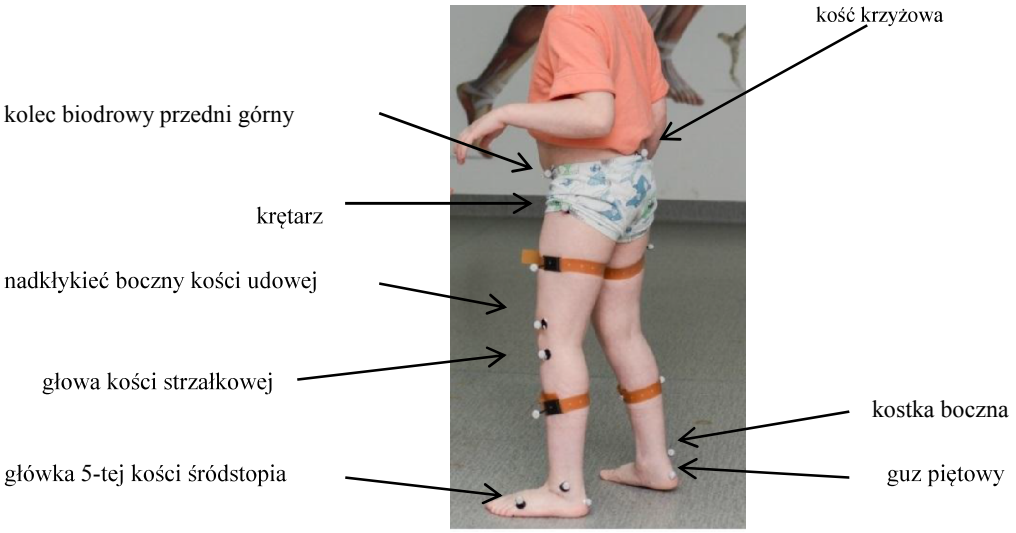
Jedną z podstawowych form lokomocji jest chód, którego analiza pozwala na opisanie sposobu przemieszczania się całego ciała w przestrzeni. Badania funkcjonalności układu lokomocyjnego pozwala na dokładne przeanalizowanie mechaniki chodu. Chód prawidłowy wynika z właściwego współdziałania układów nerwowo-mięśniowego oraz szkieletowego, przy jak najmniejszym wydatku energetycznym. Przy zastosowaniu rozwiązań optoelektronicznych możliwe jest porównanie parametrów kinematycznych, które dostarczają informacji o chodzie patologicznym w celu zastosowania optymalnej dla pacjenta metody leczenia. W niniejszej pracy dokonano analizy wpływu rehabilitacji z wykorzystaniem zaawansowanego systemu do reedukacji chodu trzeciej generacji G-EO System na parametry czasowo- przestrzenne chodu. [1-2,4-7].

2. METODOLOGIA BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH

Badania doświadczalne przeprowadzono na grupie pięciorga dzieci (3 chłopców i 2 dziewczynki) z mózgowym porażeniem dziecięcym (MPD) oraz na dzieciach z opóźnieniem psychoruchowym – padaczka lekoodporna. Rejestrację parametrów czasowo-przestrzennych chodu dokonano, bezpośrednio przed rozpoczęciem rehabilitacji, po 10, a następnie po 20 sesjach terapeutycznych. Pomiary wykonano przy zastosowaniu systemu do kompleksowej analizy trójpłaszczyznowej ruchu - BTS Smart. System charakteryzuje technologia oparta na pasywnych markerach odbijających promienie podczerwone emitowanie z sześciu kamer optoelektronicznych. Kamery pozwalają na śledzenie markerów poprawnie umieszczonych na punktach kostnych zgodnie z protokołem Davisa (Rys.1.) [3]. W celu przeprowadzenia

dokładnej analizy wykonano również pomiar danych antropometrycznych takich jak: szerokość i głębokość miednicy, szerokość kolana i kostki oraz długość nogi. Dokonana rejestracja pozwoliła na przeprowadzenie analizy parametrów kinematycznych chodu u dzieci. Uzyskane informacje przesłane zostały do komputera, gdzie przy pomocy specjalnego oprogramowania możliwa była analiza ruchu badanych osób.

Zapis danych rozpoczął się od wykonania próby statycznej, podczas której rejestrowany był pacjent stojący przez ok 30s. w pozycji wyprostowanej na środku pola widzenia kamer. Następnie wykonywano szereg prób dynamicznych, polegających na swobodnym przejściu (4-8 przejść) osoby badanej wzdłuż laboratorium.



Rys. 1. Schemat rozmieszczenia markerów podczas badania chodu u dzieci zgodnie z protokołem Davisa [3]

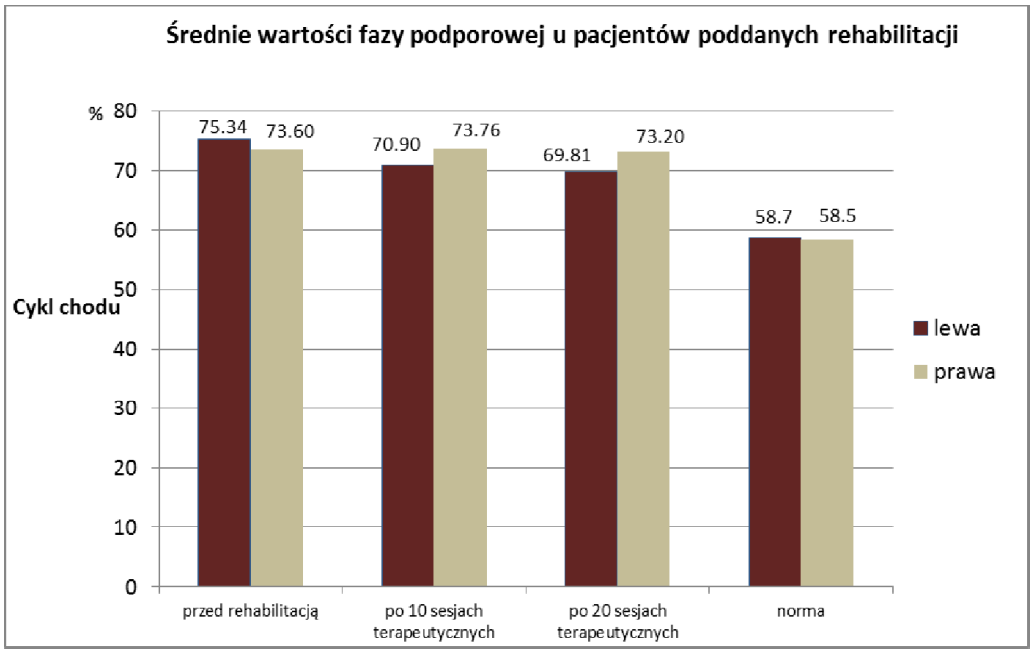
3. ANALIZA WYNIKÓW

Do dalszej analizy brano pod uwagę trzy najlepsze przejścia (kryterium wyboru dotyczyło jakości nagrania oraz sposobu przejścia – pacjent miał wykonać minimum 4 pełne kroki bez zatrzymywania się w trakcie badania). Kolejno przy użyciu takich narzędzi jak SMART Tracker i SMART Analyzer dokonano wyznaczenia parametrów czasowo-przestrzennych. Analizie poddano wygenerowane w raporcie parametry chodu, zarejestrowane u dzieci przed rehabilitacją, po dziesięciu i dwudziestu sesjach terapeutycznych przy użyciu systemu trzeciej generacji do reedukacji chodu G-EO System (Tabela 1). Wyniki badań doświadczalnych przedstawiono na wykresach poniżej (Rys. 2-7).

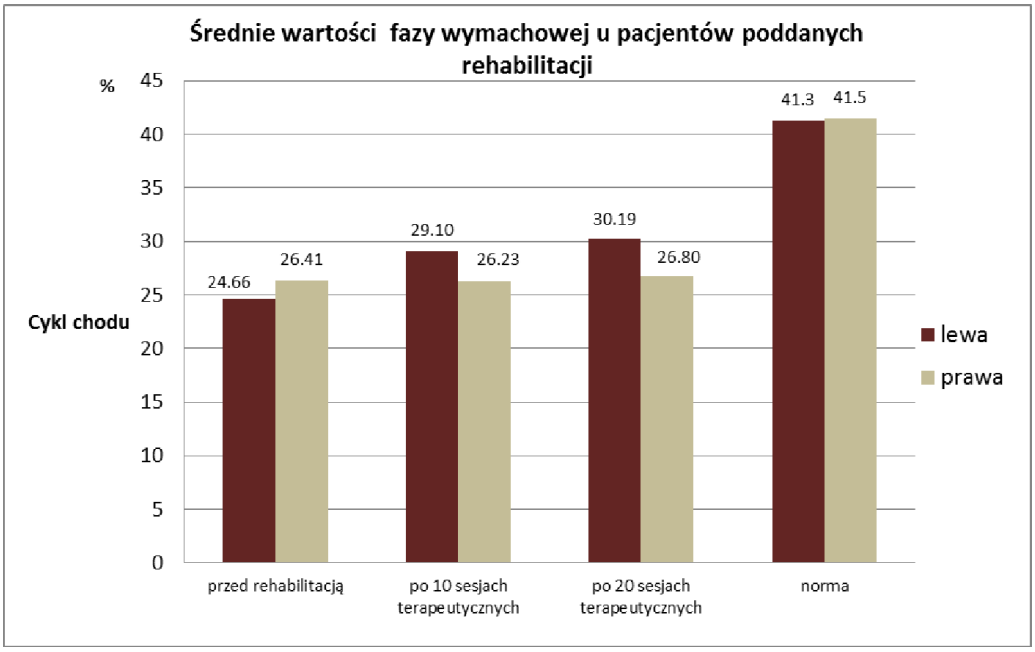
Analizując parametry czasowo-przestrzenne pacjentów z mózgowym porażeniem dziecięcym oraz z zaburzenia psychoruchowymi można zaobserwować znaczne wydłużenie fazy podporowej, kosztem skrócenia fazy wymachowej. Faza przeciążenia stanowi bardzo duży udział całego cyklu chodu, co powoduje znaczne obciążenie obu kończyn podczas chodzenia. U pacjentów tych można również zaobserwować znaczne zmniejszenie wartości takich parametrów jak kadencja, długość kroku oraz prędkość chodu w porównaniu do wartości zamieszczonych w normie wbudowanej w system BTS- Smart.

Tabela 1. Średnie wartości parametrów czasowo – przestrzennych wraz z odchyleniem standardowym pacjentów poddanych rehabilitacji przy użyciu systemu do reedukacji chodu.

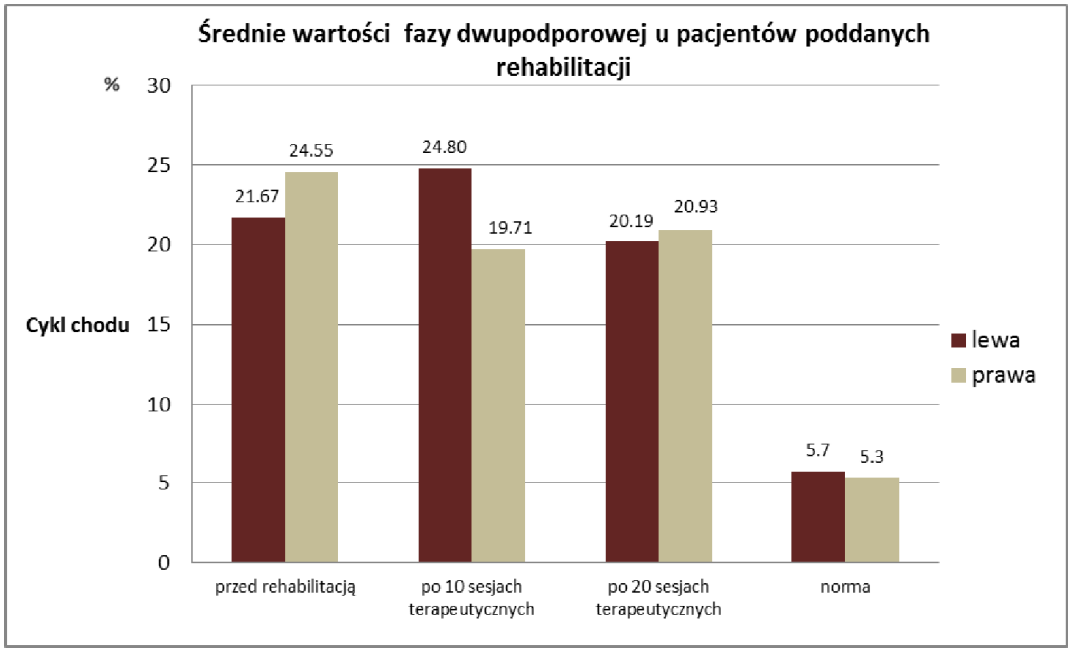
parametry czasowo - przestrzenne chodu	wartość parametrów czasowo - przestrzennych:						wartości parametrów czasowo – przestrzennych w odniesieniu do normy	
	przed rehabilitacją		po 10 sesjach terapeutycznych		po 20 sesjach terapeutycznych			
	L	P	L	P	L	P	L	P
faza podporowa [%]	75.336 ± 15.49	73.596 ± 11.82	70.898 ± 12.38	73.764 ± 9.94	69.81 ± 7.69	73.198 ± 6.42	58.7 ± 2.9	58.5 ± 2.1
faza wymachowa [%]	24.664 ± 15.49	26.406 ± 11.83	29.102 ± 12.38	26.234 ± 9.94	30.19 ± 7.69	26.802 ± 6.42	41.3 ± 2.9	41.5 ± 0.9
faza dwupodporowa [%]	21.674 ± 15.51	24.552 ± 10.10	24.798 ± 19.83	19.71 ± 4.76	20.188 ± 9.13	20.934 ± 6.66	5.7 ± 0.8	5.3 ± 0.6
kadencja [krok/s]	0.978 ± 0.57		1.05 ± 0.58		1.002 ± 0.5		2.210 ± 0.7	
długość kroku [m]	0.249 ± 0.14	0.202 ± 0.13	0.259 ± 0.13	0.207 ± 0.12	0.253 ± 0.07	0.212 ± 0.10	0.55 ± 0.02	0.54 ± 0.03
prędkość chodu [m/s]	0.260 ± 0.30		0.277 ± 0.31		0.262 ± 0.24		1.21 ± 0.16	



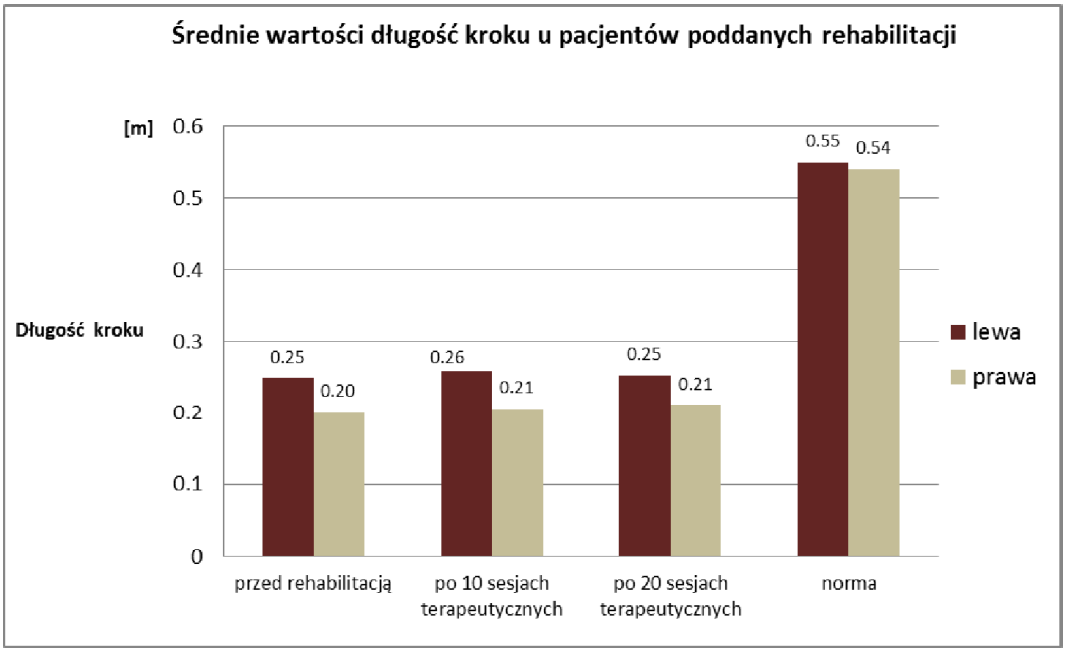
Rys. 2. Średnie wartości fazy podporowej pacjentów przed i po rehabilitacji w porównaniu z normą



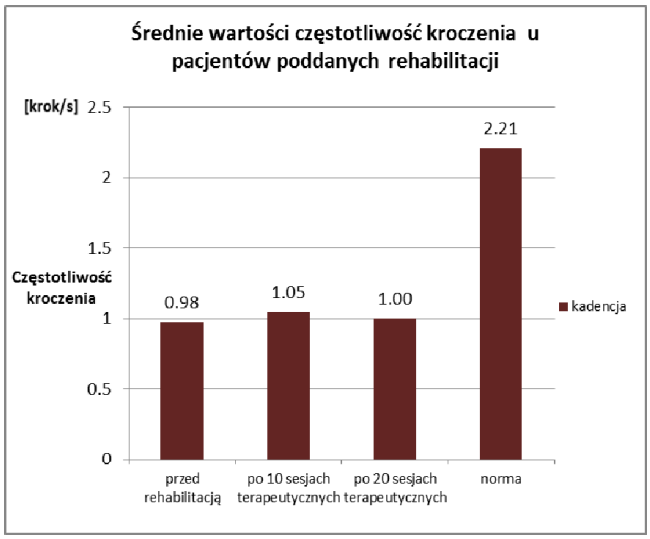
Rys. 3. Średnie wartości fazy wymachowej pacjentów przed i po rehabilitacji w porównaniu z normą



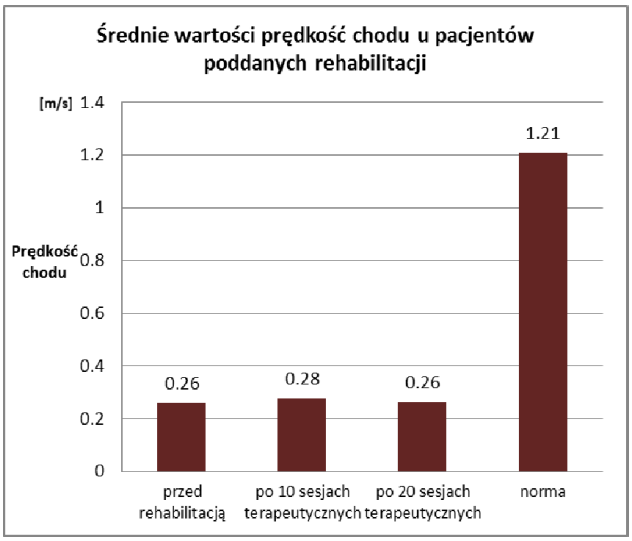
Rys. 4. Średnie wartości fazy dwupodporowej pacjentów przed i po rehabilitacji w porównaniu z normą



Rys. 5. Średnie wartości długości kroku u pacjentów przed i po rehabilitacji w porównaniu z normą



Rys. 6. Średnie wartości prędkości chodu u pacjentów przed i po rehabilitacji w porównaniu z normą



Rys. 7. Średnie wartości częstotliwości kroczenia u pacjentów przed i po rehabilitacji w porównaniu z normą

4. PODSUMOWANIE PRACY

Przeprowadzone badania doświadczalne miały na celu pokazanie skuteczności zastosowania najbardziej zaawansowanego systemu do rehabilitacji i reedukacji chodu firmy Reha Technology – G-EO System. Analiza wielkości charakteryzujących chód przed zabiegiem i kolejno po dziesięciu i dwudziestu dniach wskazuje, że użycie systemu trzeciej generacji do reedukacji chodu ma wpływ na przewrócenie utraconej lub poprawienie zaburzonej funkcji chodu. W wyniku niewielkiej liczby badanych osób, wyniki należy traktować jako badania pilotażowe.

LITERATURA

[1] Nawrotny J.: Podstawy fizjoterapii cz.3, Wyd. Kasper, Kraków, 2004
[2] Harrir G. F., Wertsch J.J.: Procedures for gait analysis, Arch Phys Med. Rehabil 1994, 75, p. 216-225
[3] Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR: A gait analysis data collection and reduction technique. Human Movement Science, 1991, 10:575-587
[4] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M.: Biomechanika narządu ruchu człowieka. Wyd.1. Instytut Technologii Eksploatacji - PIB, Radom, 2011
[5] Syczewska M., Święcicka A., Kalinowska M., Graff.: Zastosowanie ilościowej, obiektywnej analizy chodu do oceny doboru zaopatrzenia ortopedycznego u dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym (analiza chodu w doborze zaopatrzenia ortopedycznego w mpdz), Fizjoterapia Polska, 2006: Vol. 6, Nr 4, s.298-303
[6] Oberg T., Karsznia A., Oberg K.: Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age, Journal of Rehabilitation Reserach and Development, Vol.30, No. 2, 1993, p. 210-223
[7] Dusing SC, Thorpe DE,: A normative sample of temporal and spatial gait parameters in children using the GAITRite electronic walkaway, Gait & Posture, Volume 25, Issue 1, January 2007, p.135-139

INFLUENCE OF REHABILITATION USING THE THIRD GENERATION SYSTEM TO RE-EDUCATION GAIT ON SPATIO – TEMPORAL GAIT PARAMETERS

Abstract: This article presents analysis impact of application the system to re-education gait on spatio-temporal gait parameters. Research has been made at the Physiotherapy Centre “Fizjofit” in Gliwice, using the system for three dimensional motion analysis – BTS Smart. The analysis were performed on children with cerebral palsy and children with psychomotor hyperactivity disorder.

Agata GUZIK – KOPYTO, Piotr WODARSKI Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze
Martyna PIECKO Studenckie Koło Naukowe Biomechatroniki „BIOKREATYWNI”, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

ANALIZA KINEMATYKI KOŃCZYNY GÓRNEJ PODCZAS GRY NA SKRZYPCACH

Streszczenie: Artykuł przedstawia przeprowadzoną analizę kinematyczną kończyny górnej podczas gry na skrzypcach. Przedstawione wyniki badań z wykorzystaniem systemu MVN Biomech firmy XSENS miały na celu wyznaczenie minimalnego i maksymalnego kąta oraz zakresu ruchomości kątowej w trzech głównych stawach kończyny górnej smyczkującej podczas wykonywania określonych sekwencji pociągnięć smyczkiem po kolejnych strunach skrzypiec.

Słowa kluczowe: skrzypce, zakres ruchu, mvn biomech, kończyna górna

1. WSTĘP

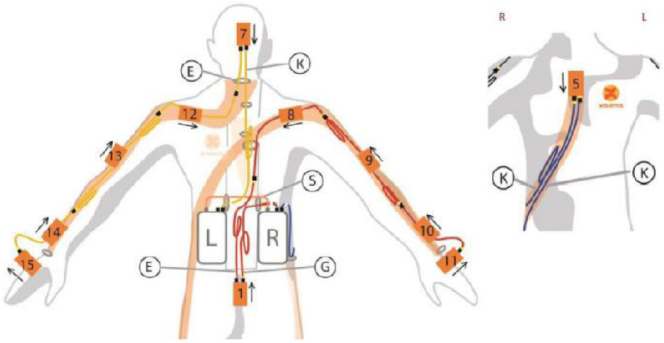
Skrzypek, podczas gry, opiera skrzypce na lewym ramieniu przyciskając struny lewą ręką, a w prawej ręce trzyma smyczek, który opierając o strunę przesuwa po niej. Gra na skrzypcach jest grą wymagającą od muzyka podzielności uwagi i wielu zdolności motorycznych.

Aby wykazać rolę i znaczenie trójwymiarowej analizy ruchu trzech głównych stawów kończyny górnej smyczkującej i konsekwencji tych ruchów w występujących urazach układu mięśniowo - szkieletowego Baader i wsp. [1] przeprowadzili pierwsze badania koordynacji ręki smyczkującej oraz palców ręki lewej podczas gry. Schoonderwaldt [2] w 2009 roku opracował i przedstawił metodę pomiaru i analizy ruchów smyczka za pomocą sensorów umieszczonych na smyczku, których ruchy były rejestrowane przez system motion capture. Turner - Stokes i Reid [3] w 1999 roku przeprowadzili trójwymiarowe analizy ruchu kończyny górnej smyczkującej. Przeprowadzone badania pokazują, że tego typu analizy mogą mieć w przyszłości duże znaczenie dla wykrycia wielu wad postawy.

Celem niniejszej pracy było określenie minimalnego i maksymalnego kąta oraz zakresów ruchów trzech głównych stawów kończyny górnej – stawu ramiennego, łokciowego oraz nadgarstkowego – podczas gry na skrzypcach.

2. METODYKA BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH

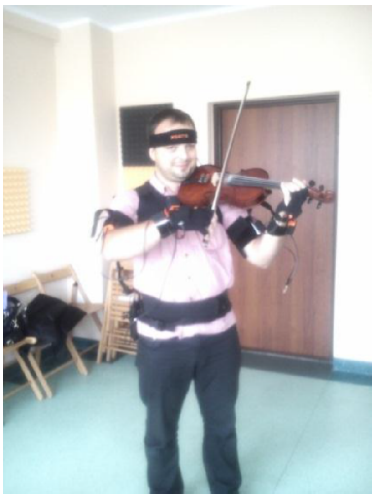
Do rejestracji i pomiaru wielkości kinematycznych kończyny górnej użyto systemu MVN Biomech firmy XSENS. Czujniki systemu będące czujnikami ruchu MTX umieszczono na ciele osoby badanej na kończynach górnych (ramię, przedramię, ręka), klatce piersiowej oraz na głowie. Na plecach osoby badanej umieszczono nadajniki, które poprzez połączenie okablowaniem z czujnikami ruchu wysyłają zmiany ich położeń do odbiornika systemu.



Rys. 1. Umieszczenie czujników na ciele osoby badanej i odpowiednie połączenie przewodami

2.1. Przebieg badań

Podczas badań rejestrowano stałą sekwencję pociągnięć smyczkiem po kolejnych strunach skrzypiec dla całej grupy badanych osób. Do dalszej analizy, zgodnie z badaniami przeprowadzonymi przez Turner – Stokes i Reid [3] rejestrowano umiarkowanie wolne legato (gra ciągła), 4 uderzenia metronomu na jedno pociągniecie smyczka przy metronomie ustawionym na 100 uderzeń na minutę. Rejestracja była wykonywana dla każdej struny osobno i obejmowała 12 powtórzeń pociągnięć smyczka dół-góra. Podczas gry w czasie rejestracji trzeci palec lewej ręki wykonywał naturalną wibrację na aktualnie rejestrowanej strunie. Grupę badanych osób stanowiło 4 nauczycieli gry na skrzypcach ze Szkoły Muzycznej I i II stopnia w Nowym Bytomiu w Rudzie Śląskiej – 2 kobiety i 2 mężczyzn.



Rys. 2. Osoba badana z odpowiednio założonymi elementami kombinezonu MVN Biomech

Tabela 1. Dane antropometryczne badanych osób

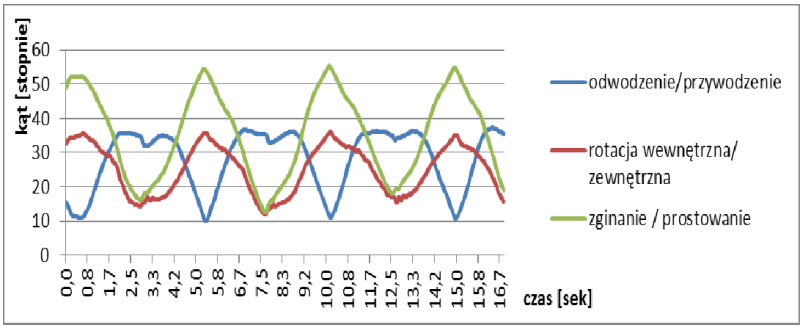
Badana osoba	Wiek	Wzrost [cm]	Masa [kg]	BMI
Mężczyzna 1	34	177	90	28,73
Mężczyzna 2	54	175	67	21,88
Kobieta 1	28	169	55	20,7
Kobieta 2	28	175	72	23,51
ŚREDNIA / SD	36 ± 11	174 ± 3	71 ± 12,6	23,7 ± 3

3. ANALIZA WYNIKÓW

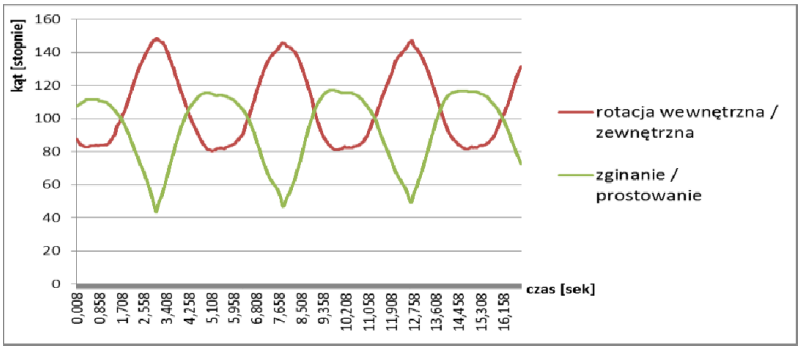
W ramach pracy dokonano analizy zakresu ruchu kończyny górnej smyczkującej oraz wyznaczono minimalny i maksymalny kąt oraz zakres ruchomości kątowej w trzech stawach kończyny górnej (staw ramienny, staw łokciowy i staw nadgarstkowy) z wykorzystaniem programu MVN Biomech firmy XSENS.

Przeprowadzenie badań ruchomości kończyny górnej smyczkującej podczas gry na skrzypcach pozwoliło na wyznaczenie zakresu ruchu w poszczególnych stawach kończyny górnej smyczkującej. W tym celu wyznaczono dla wszystkich badanych osób wartości minimalnych i maksymalnych kątów w poszczególnych stawach kończyny górnej dla ruchów w nich występujących.

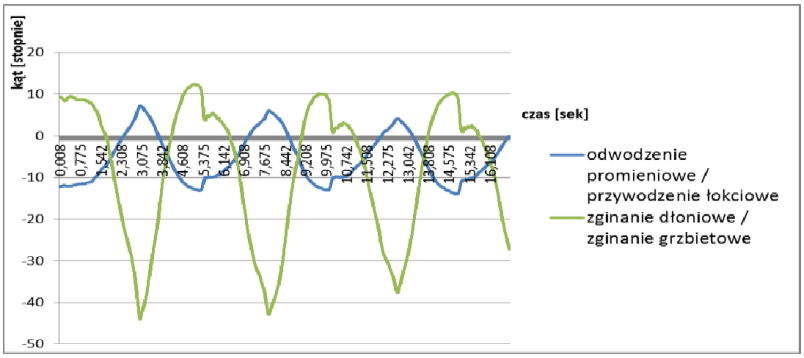
Analiza danych polegała na uśrednieniu wartości otrzymanych w 12 powtórzeniach rejestrowanych podczas badań oraz obliczeniu zakresu ruchomości kątowej dla każdego stawu. Z przeprowadzonej analizy wynika, że podczas gry legato wartości zakresów kątowych wykonywanych ruchów w każdym ze stawów wprostpropocjonalnie rosną wraz ze zmianą struny od G do A. Na rys.1, rys.2 i rys.3 przedstawiono przykładowe przebiegi kątowe ruchomości w badanych stawach podczas gry na strunie G dla jednej z badanych osób.



Rys. 3. Przykładowe przebiegi kątowe uzyskane w stawie ramiennym z wyodrębnieniem poszczególnych ruchów dla jednej z badanych osób



Rys. 4. Przykładowe przebiegi kątowe uzyskane w stawie łokciowym z wyodrębnieniem poszczególnych ruchów dla jednej z badanych osób

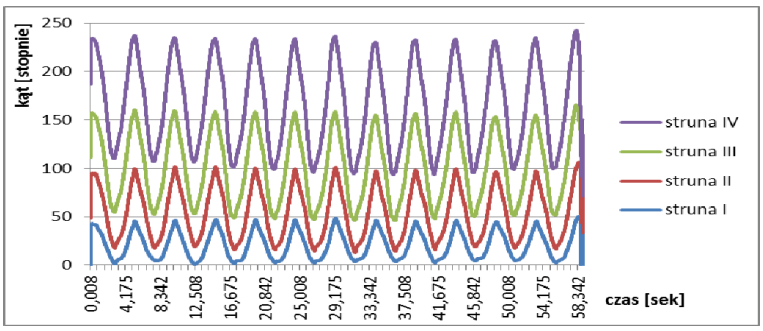


Rys. 5. Przykładowe przebiegi kątowe uzyskane w stawie nadgarstkowym z wyodrębnieniem poszczególnych ruchów dla jednej z badanych osób

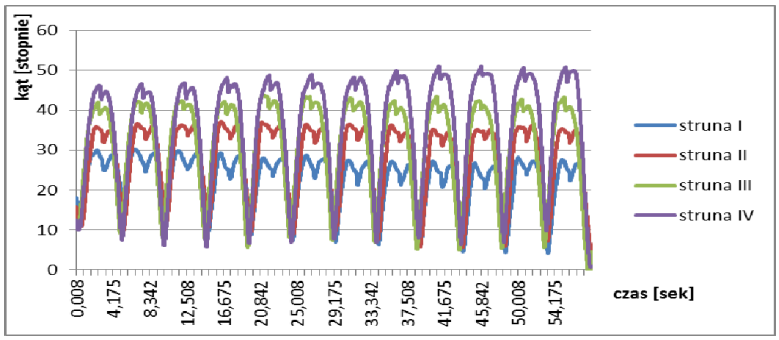
Tabela 2. Wartości średnie zakresu ruchów stawów kończyny górnej dla wszystkich badanych

RUCHY W STAWACH KOŃCZYNY GÓRNEJ		Struna I		Struna II		Struna III		Struna IV	
		Zakres	SD	Zakres	SD	Zakres	SD	Zakres	SD
Staw ramienny	Zginanie i prostowanie	41,80	2,99	37,84	5,52	30,58	2,31	25,18	2,35
	Odwodzenie i przywodzenie	24,02	2,26	30,06	2,54	32,66	1,84	34,21	1,63
	Rotacja wewn. i zewn.	20,44	3,95	18,49	5,47	15,62	2,10	15,22	1,67
Staw łokciowy	Zginanie i prostowanie	86,54	4,78	84,34	8,92	78,28	1,95	78,85	2,44
	Rotacja wewn. i zewn.	81,37	7,47	78,13	14,22	62,03	2,34	52,96	2,20
Staw nadgarstkowy	Prostowanie i zginanie	57,24	2,90	57,32	7,57	59,20	1,84	60,22	2,77
	Odwodzenie i przywodzenie	50,34	1,80	49,26	3,89	49,83	1,67	50,45	2,00

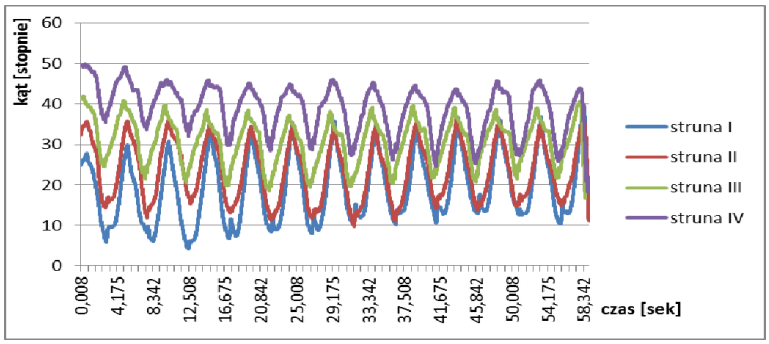
Na rys.4 do rys.10 przedstawiono przebiegi kątowe poszczególnych ruchów wykonywanych w badanych stawach kończyny górnej rejestrowane na wszystkich czterech badanych strunach dla jednej z badanych osób.



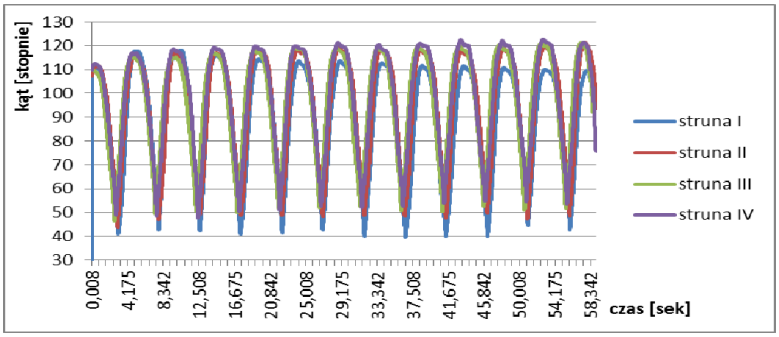
Rys. 6. Przykładowe przebiegi kątowe ruchu prostowania i zginania stawu ramiennego rejestrowane na wszystkich czterech badanych strunach dla jednej z badanych osób



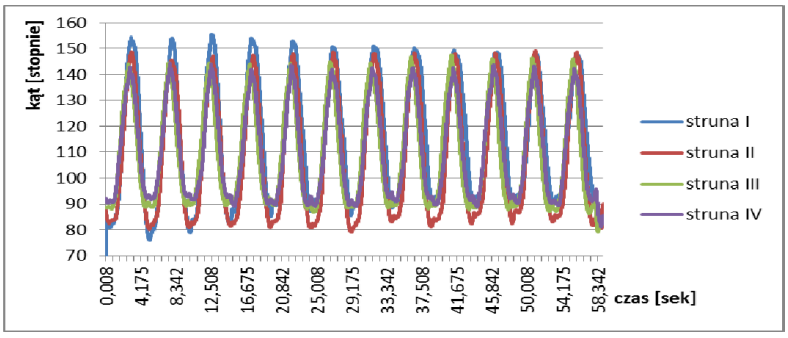
Rys. 7. Przykładowe przebiegi kątowe ruchu odwodzenia i przywodzenia stawu ramiennego rejestrowane na wszystkich czterech badanych strunach dla jednej z badanych osób



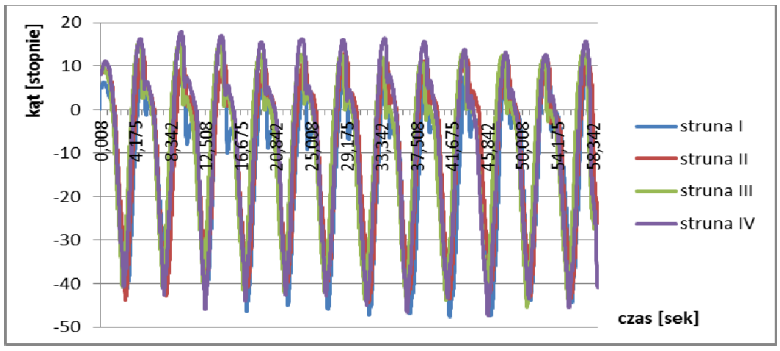
Rys. 8. Przykładowe przebiegi kątowe ruchu rotacji zewnętrznej i wewnętrznej stawu ramiennego rejestrowane na wszystkich czterech badanych strunach dla jednej z badanych osób



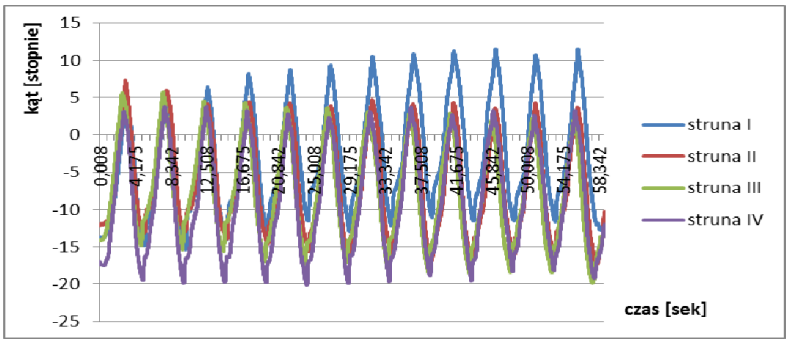
Rys. 9. Przykładowe przebiegi kątowe ruchu prostowania i zginania stawu łokciowego rejestrowane na wszystkich czterech badanych strunach dla jednej z badanych osób



Rys. 10. Przykładowe przebiegi kątowe ruchu rotacji zewnętrznej i wewnętrznej stawu łokciowego rejestrowane na wszystkich czterech badanych strunach dla jednej z badanych osób



Rys. 11. Przykładowe przebiegi kątowe ruchu zginania dłoniowego i zginania grzbietowego stawu nadgarstkowego rejestrowane na wszystkich czterech badanych strunach dla jednej z badanych osób



Rys. 12. Przykładowe przebiegi kątowe ruchu odwodzenia promieniowego i przywodzenia łokciowego stawu nadgarstkowego rejestrowane na wszystkich czterech badanych strunach dla jednej z badanych osób

4. PODSUMOWANIE PRACY

Przeprowadzona analiza wielkości kinematycznych kończyny górnej smyczkującej wykazała, że występuje powtarzalność schematu ruchu stawów podczas gry tej samej sekwencji ruchów artykulację legato na kolejnych strunach skrzypiec od G do A. Wraz z powtarzalnością schematu ruchu zauważono również wprostopropocjonalną zależność wzrostu wartości zakresu ruchu wraz ze zmianą struny. Wartości zakresów ruchu badanych stawów uzyskane podczas przeprowadzonych badań są porównywalne z wartościami podawanymi w literaturze [3].

LITERATURA

[1] Baader A. P., Kazennikov O., Wiesendanger M.: Coordination of bowing and fingering in violin playing. Cognitive Brain Research 23 (2005) 436-443
[2] Schoonderwaldt E.: The player and the instrument: Analysis of bowing gestures in violin and viola performance. CIM09 (2009) 156-157
[3] Turner-Stokes L., Reid K.: Three-dimensional motion analysis of upper limb movement in the bowing arm of string-playing musicians. Clinical Biomechanics 14 (1999) 426-433

KINEMATIC ANALYSIS OF UPPER LIMB DURING VIOLIN PLAY

Abstract: This article presents the undertaken kinematic analysis of the upper extremity while playing the violin. The researches were done by MVN Biomech from XSENS company. The researches had to lay down the minimum and maximum angle and angular range of motion in the three main joints of the upper extremity while performing certain sequences of bow strokes on a violin.
Data analysis consisted of averaging the 12 replicated values recorded during researches and calculation of the angular range of motion for each joint of the upper extremity.

Agata GUZIK-KOPYTO, Piotr WODARSKI, Robert MICHNIK Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze
Martyna PIECKO, Dominik PAW, Maksymilian ŚMIECH Studenckie Koło Naukowe Biomechatroniki „BIOKREATYWNI", Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

BADANIA ZAKRESU RUCHOMOŚCI STAWÓW KOŃCZYNY GÓRNEJ ZA POMOCĄ ELEKTROGONIOMETRÓW

Streszczenie: Artykuł przedstawia przeprowadzone badania zakresu ruchomości stawów kończyny górnej za pomocą elektrogoniometrów. Przedstawione wyniki badań z wykorzystaniem elektrogoniometrów elastycznych firmy Biometrics Ltd miały na celu wyznaczenie minimalnego i maksymalnego kąta oraz zakresu ruchomości kątowej w trzech głównych stawach kończyny górnej. Badania składały się z serii pięciu pomiarów dla ruchów zginania i prostowania oraz odwodzenia i przywodzenia stawów barkowego i nadgarstkowego oraz dla ruchu zginania i prostowania stawu łokciowego.

Słowa kluczowe: kończyna górna, zakres ruchu, elektrogoniometry

1. WSTĘP

W życiu codziennym w większości czynności bierze udział kończyna górna. Ważny wyznacznikiem kończyny górnej jest jej ruchomość oraz kątowy zakres ruchomości w jej poszczególnych stawach [3].

Przebyte urazy oraz wypadki mogą wpływać na zmniejszenie się naturalnej ruchomości stawów kończyny górnej, co bezpośrednio wpływa na jej poziom funkcjonalności.Van Andel i wsp. [2] określili ustandaryzowane problemy kończyny górnej, w których najważniejszym jest brak jakiejś funkcji reprezentatywnej kończyny górnej. Celem ich pracy było opracowanie standardowej metody pomiaru analizy ruchu kończyny górnej podczas wykonywania pewnych czynności dnia codziennego. Podobne pomiary i analizy przeprowadził Pieniążek i wsp.[1]. Ich badania wykazały, że zakres ruchów w analizowanych stawach podczas wykonywania wybranych czynności życia codziennego nigdy nie osiąga wartości maksymalnych i oscyluje najczęściej w pobliżu połowy maksymalnej ruchomości.Z kolei celem pracy Chen i wsp. [4] było opracowanie metody jakościowej i ilościowej analizy i oceny ruchu kończyny górnej. Trzy reprezentatywne czynności dnia codziennego zostały wybrane do badania kinematyki i zręczności kończyny górnej. Wyznaczono reprezentatywne trajektorie zręcznościowe i odpowiednie elipsoidy dla poszczególnych czynności dnia codziennego a otrzymane wyniki wskazują, że istnieje najlepsza postawa dla każdej wykonywanej czynności.

Celem niniejszej pracy było zatem opracowanie metodyki badań maksymalnej ruchomości poszczególnych stawów kończyny górnej za pomocą elektrogoniometrów. Otrzymane wyniki mogą posłużyć do określenia stopnia wykorzystania możliwości ruchowych danego stawu

Agata GUZIK-KOPYTO, Piotr WODARSKI, Robert MICHNIK Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze
Martyna PIECKO, Dominik PAW, Maksymilian ŚMIECH Studenckie Koło Naukowe Biomechatroniki „BIOKREATYWNI", Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

BADANIA ZAKRESU RUCHOMOŚCI STAWÓW KOŃCZYNY GÓRNEJ ZA POMOCĄ ELEKTROGONIOMETRÓW

Streszczenie: Artykuł przedstawia przeprowadzone badania zakresu ruchomości stawów kończyny górnej za pomocą elektrogoniometrów. Przedstawione wyniki badań z wykorzystaniem elektrogoniometrów elastycznych firmy Biometrics Ltd miały na celu wyznaczenie minimalnego i maksymalnego kąta oraz zakresu ruchomości kątowej w trzech głównych stawach kończyny górnej. Badania składały się z serii pięciu pomiarów dla ruchów zginania i prostowania oraz odwodzenia i przywodzenia stawów barkowego i nadgarstkowego oraz dla ruchu zginania i prostowania stawu łokciowego.

Słowa kluczowe: kończyna górna, zakres ruchu, elektrogoniometry

1. WSTĘP

W życiu codziennym w większości czynności bierze udział kończyna górna. Ważny wyznacznikiem kończyny górnej jest jej ruchomość oraz kątowy zakres ruchomości w jej poszczególnych stawach [3].

Przebyte urazy oraz wypadki mogą wpływać na zmniejszenie się naturalnej ruchomości stawów kończyny górnej, co bezpośrednio wpływa na jej poziom funkcjonalności.Van Andel i wsp. [2] określili ustandaryzowane problemy kończyny górnej, w których najważniejszym jest brak jakiejś funkcji reprezentatywnej kończyny górnej. Celem ich pracy było opracowanie standardowej metody pomiaru analizy ruchu kończyny górnej podczas wykonywania pewnych czynności dnia codziennego. Podobne pomiary i analizy przeprowadził Pieniążek i wsp.[1]. Ich badania wykazały, że zakres ruchów w analizowanych stawach podczas wykonywania wybranych czynności życia codziennego nigdy nie osiąga wartości maksymalnych i oscyluje najczęściej w pobliżu połowy maksymalnej ruchomości.Z kolei celem pracy Chen i wsp. [4] było opracowanie metody jakościowej i ilościowej analizy i oceny ruchu kończyny górnej. Trzy reprezentatywne czynności dnia codziennego zostały wybrane do badania kinematyki i zręczności kończyny górnej. Wyznaczono reprezentatywne trajektorie zręcznościowe i odpowiednie elipsoidy dla poszczególnych czynności dnia codziennego a otrzymane wyniki wskazują, że istnieje najlepsza postawa dla każdej wykonywanej czynności.

Celem niniejszej pracy było zatem opracowanie metodyki badań maksymalnej ruchomości poszczególnych stawów kończyny górnej za pomocą elektrogoniometrów. Otrzymane wyniki mogą posłużyć do określenia stopnia wykorzystania możliwości ruchowych danego stawu

podczas wykonywania czynności dnia codziennego przez pacjentów po udarach mózgu ze stwierdzonym niedowładem lewej lub prawej kończyny górnej.

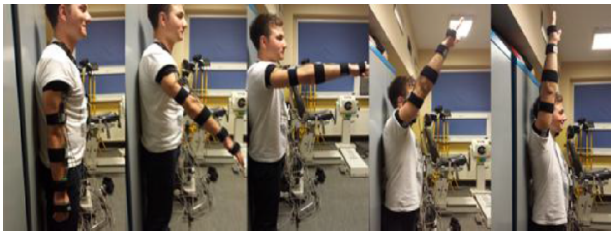
2. METODYKA BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH

Badania składały się z serii pięciu pomiarów zakresów kątowych dla ruchów: zginania i prostowania stawu barkowego, odwodzenia i przywodzenia stawu barkowego, zginania i prostowania stawu łokciowego, zginania dłoniowego i zginania grzbietowego stawu nadgarstkowego oraz odwodzenia promieniowego i przywodzenia łokciowego stawu nadgarstkowego.

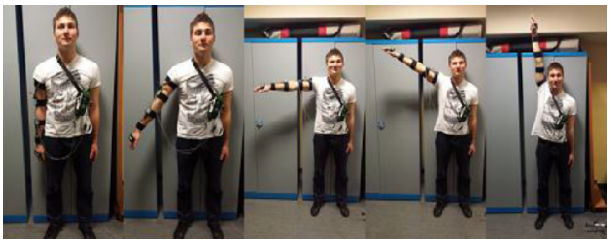
2.1. Przebieg badań

Do przeprowadzenia pomiarów użyto zestawu elektrogoniometrów elastycznych firmy Biometrics Ltd umożliwiających pomiar kątów w dwóch płaszczyznach ruchu, które zostały rozmieszczone w okolicach stawów kończyny górnej osób badanych przy pomocy taśm velcro zgodnie z zaleceniami producenta. Pomiary zostały zarejestrowane przy pomocy zestawu do rejestracji sygnałów Noraxon DTS oraz oprogramowania MyoResearch XP.

Poniższe rysunki przedstawiają sposób umieszczenia elektrogoniometrów na badanej kończynie górnej oraz sposób przeprowadzenia badań.



Rys. 1. Zginanie i prostowanie stawu barkowego



Rys. 2. Odwodzenie i przywodzenie stawu barkowego

Rys. 3. Zginanie i prostowanie stawu łokciowego

Rys. 4. Zginanie dłoniowe i zginanie grzbietowe stawu nadgarstkowego

Rys. 5. Przywodzenie łokciowe i odwodzenie promieniowe stawu nadgarstkowego

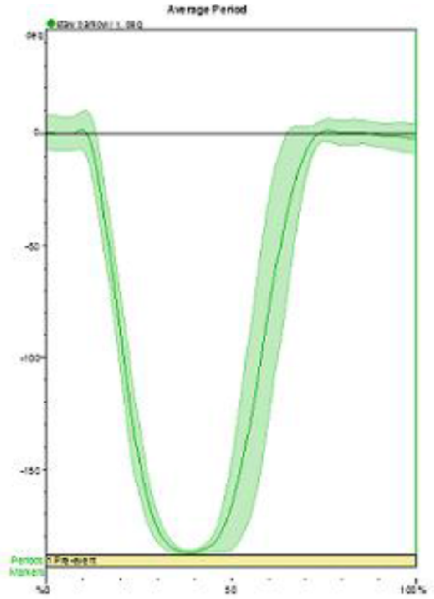
2.2. Grupa badanych osób

Grupa badana składała się z 10 zdrowych praworęcznych mężczyzn w wieku 21-23 lat (średni wiek 22.8lat ± 1.07). Średni wzrost mężczyzn badanych wynosił 1.84m ±0.06, a średnia masa 77.7kg ±3.13, natomiast BMI 22.39 ±1.45. Żadna z osób nie miała uprzednio przebytych urazów, które mogłyby wpłynąć na zakres ruchów stawów kończyny górnej.

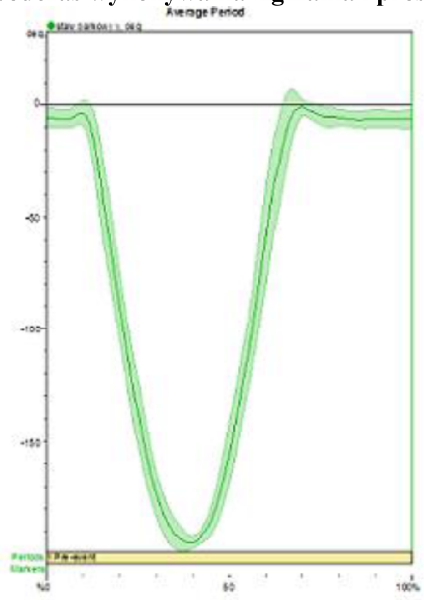
3. ANALIZA WYNIKÓW

Osoby badane podczas rejestracji wykonywały ruchy zginania i prostowania oraz odwodzenia i przywodzenia odpowiednich stawów kończyny górnej. Rejestracja miała na celu otrzymanie wartości kątowych minimalnego i maksymalnego kąta ruchomości stawów kończyny górnej w czasie wykonywanych naturalnych ruchów każdego ze stawu.

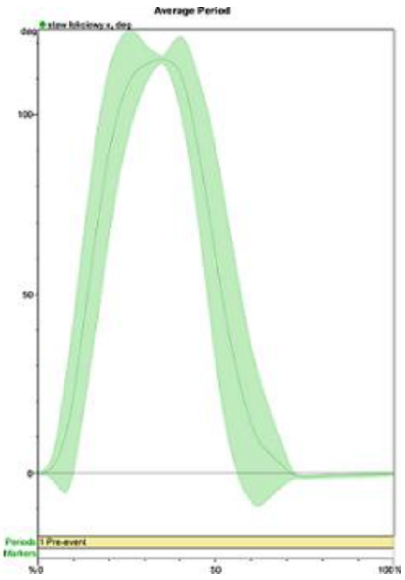
Poniżej przedstawiono przykładowe przebiegi kątowe dla poszczególnych stawów kończyny górnej podczas wykonywania zginania i prostowania stawu lub odwodzenia i przywodzenia stawu.



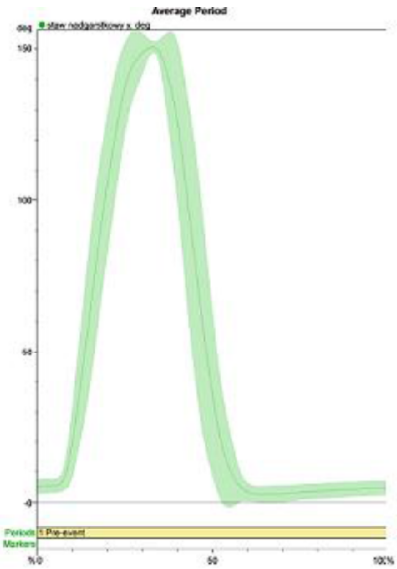
Rys. 6. Przebieg kątowy podczas wykonywania zginania i prostowania stawu barkowego



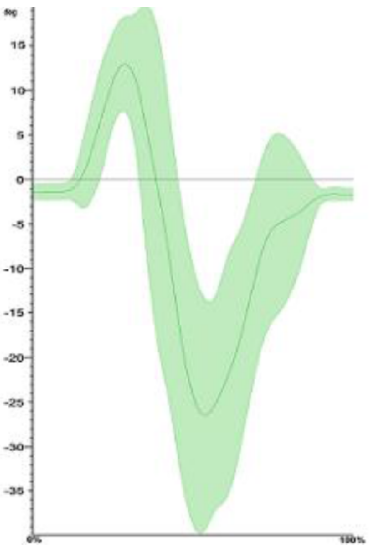
Rys. 7. Przebieg kątowy podczas wykonywania odwodzenia i przywodzenia stawu barkowego



Rys. 8. Przebieg kątowy podczas wykonywania zginania i prostowania stawu łokciowego



Rys. 9. Przebieg kątowy podczas wykonywania zginania dłoniowego i zginania grzbietowego stawu nadgarstkowego

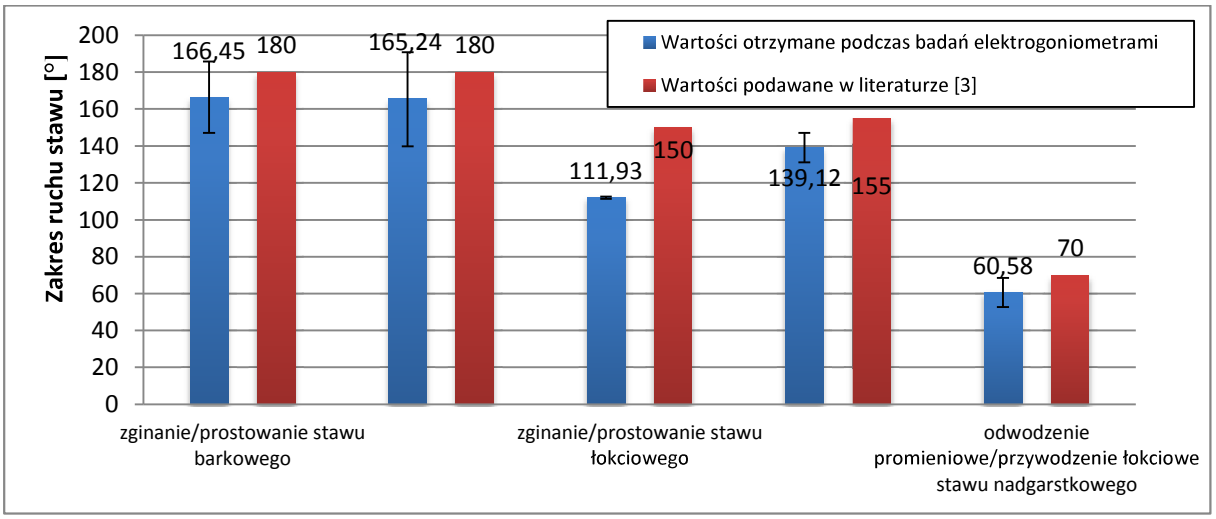


Rys. 10. Przebieg kątowy podczas wykonywania przywodzenia łokciowego i odwodzenia promieniowego w stawie nadgarstkowym

W stawie barkowym oraz łokciowym wykonywano ruchy z pozycji spoczynkowej do maksymalnego zgięcia i/lub odwiedzenia stawu a następnie powracano do pozycji wyjściowej, co zauważalne jest w kształcie przebiegów kątowych. W stawie barkowym podczas zginania i prostowania stawu uzyskano wartość średnią 166,45°±19° a podczas odwodzenia i przywodzenia stawu wartość średnią 165,24°±25°. W stawie łokciowym podczas zginania i prostowania stawu uzyskano wartość średnią 111,93°±0,58°

W stawie nadgarstkowym ruch zginania dłoniowego i grzbietowego rozpoczynano od maksymalnego zgięcia dłoniowego stawu a po osiągnięciu maksymalnego zgięcia grzbietowego stawu powracano do pozycji wyjściowej. Po analizie danych uzyskano wartość średnią 139,12°±7,95°. Z kolei ruch odwodzenia i przywodzenia stawu nadgarstkowego był rejestrowany od pozycji pośredniej z kolejnym wykonaniem maksymalnego odwiedzenia promieniowego, a następnie przez pozycję pośrednią maksymalnego przywiedzenia łokciowego oraz powrót do pozycji wyjściowej. Podczas tego ruchu uzyskano wartość średnią 60,57°±7,95°.

Uzyskane wartości kątowe dla poszczególnych stawów są zbliżone do wartości podawanych w literaturze, co zostało pokazane na wykresie. Powtarzalność uzyskiwanych wyników świadczy o poprawnym przeprowadzeniu badania oraz odpowiedniej analizie otrzymanych danych.



Rys. 11. Zakresy ruchu badanych stawów kończyny górnej w porównaniu z wartościami literaturowymi

4. PODSUMOWANIE PRACY

Przeprowadzona analiza wartości minimalnego i maksymalnego kąta oraz zakresu kątowego ruchomości stawów kończyny górnej podczas wykonywania możliwych ruchów w każdym stawie pozwoliła na określenie wartości średnich tychże wielkości. Mogą one zostać użyte w ocenie stopnia wykorzystania zakresu ruchu w każdym badanym stawie podczas wykonywania różnych czynności. Powyższe wartości zostaną również użyte do porównania zakresu ruchu w badanym stawie podczas wykonywania czynności dnia codziennego u osób ze stwierdzonym niedowładem lewej lub prawej kończyny górnej po udarach mózgu. Uzyskane wartości zakresu ruchu w poszczególnych stawach kończyny górnej mieszczą się w zakresie wartości podawanych w literaturze.

LITERATURA

[1] Pieniążek M.,Chwała W., Szczechowicz J., Pelczar-Pieniążek M.: Poziom ruchomości w stawach kończyny górnej podczas wykonywania czynności życia codziennego w świetle badań z wykorzystaniem systemu trójwymiarowej analizy ruchu – doniesienie wstępne. Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja Vol.9 (2007) 413-422
[2] Van Andel C.J., Wolterbeek N., Doorenbosch A.M.C.: Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. Gait & Posture 27, 2008,120-127
[3] Świtoński E., Guzik-Kopyto A.: Biomechanika kończyny górnej, [w:] Biomechanika narządu ruchu człowieka. Praca zbiorowa. Pod red.: Dagmary Tejszerskiej, Eugeniusza Świtońskiego, Marka Gzika. Gliwice : Wydaw. Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji -Państwowego Instytutu Badawczego, 2011, s. 241-324
[4] Chen W.,Xiong C.,Huang X., Sun R., Xiong Y.:Kinematic analysis and dexterity evaluation of upper extremity in activities of daily living. Gait & Posture 32 (2010) 475 - 481

THE RESEARCH OF RANGE OF MOVEMENT IN JOINTS OF UPPER LIMB BY ELECTROGONIOMETERS

Abstract: The article shows the researches of range of movement in joints of upper limb made with electrogoniometers. The researches were made for typical moves in shoulder, elbow and wrist joint. The results show the minimum and maksimum angle and the range of motion in three main joints of upper limb.

Maciej HAJDUGA, Katedra Podstaw Budowy Maszyn, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała
Marta Anna HAJDUGA, Katedra i Zakład Fizjologii, Śląski Uniwersytet Medyczny, Zabrze
Dariusz JĘDRZEJCZYK, Katedra Podstaw Budowy Maszyn, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała
Rafał BUŁDAK, Katedra i Zakład Fizjologii, Śląski Uniwersytet Medyczny, Zabrze
Dariusz SOŁEK, Concept Sp. z o.o., Bielsko-Biała

KARETKA POGOTOWIA JAKO SIEDLISKO GRZYBÓW

Streszczenie: Infekcje spowodowane przez grzyby i bakterie są poważnym problemem zdrowotnym na świecie. Tym bardziej, że mikroorganizmy te są coraz bardziej odporne na stosowane środki dezynfekcyjne. Publikacja przedstawia wyniki badań na temat grzybów i bakterii, które zostały zidentyfikowane we wnętrzu karetki i pojazdu typu melex. Następnie wybrane mikroorganizmy inkubowano na wcześniej przygotowanych próbkach - z blachy aluminiowej (dwa rodzaje) i z tworzywa sztucznego (trzy rodzaje). Badanie umożliwiło porównanie przeżycia badanych mikroorganizmów na wybranych powierzchniach.

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

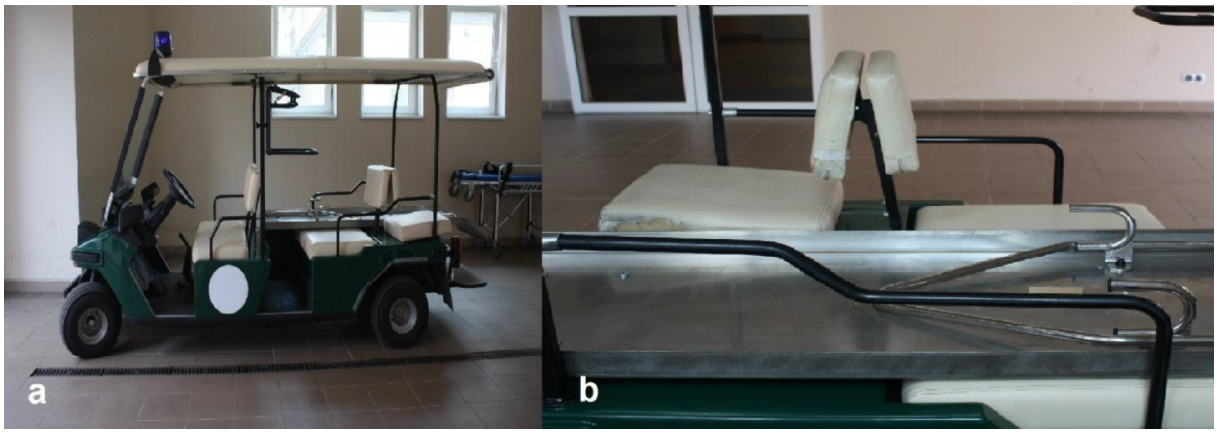
1. WSTĘP

Zakażenia wywołane przez mikroorganizmy to poważny problem zdrowotny występujący nie tylko w Polsce, ale na całym świecie. Czynnikami etiologicznymi zakażeń szpitalnych są głównie bakterie. Natomiast grzyby z rodzaju Candida są na czwartym miejscu [1].

Powszechnie wiadomo, że przestrzeganie procedur dezynfekcji i sterylizacji prowadzi do zwiększenia bezpieczeństwa pacjentów w szpitalach. Procesy czyszczenia wnętrza karetki pogotowia przebiegają według określonych zasad [5,6,7]. Oczywiście stosowane są silne środki dezynfekcyjne, jednak również one mogą sprzyjać rozwojowi grzybów i wywoływanym przez nich zakażeniom. Ponadto drobnoustroje te nabywają coraz większą oporność [2,3,8]. Dlatego bardzo istotne jest wdrożenie wszystkich procedur ułatwiających utrzymanie właściwej czystości.

2. CEL I ZAKRES BADAŃ

Celem badań było zidentyfikowanie grzybów występujących we wnętrzu pojazdów medycznych – melexu i karetki (rys.1 i rys.2) oraz dobór odpowiednich materiałów dla zachowania aseptyczności.



Rys. 1. Melex – widok zewnętrzny (a) i wnętrze (b)

Rys. 2. Karetka pogotowia – widok zewnętrzny (a) i wnętrze (b)

Obecna praca jest kontynuacją badań nad występowaniem bakterii na powierzchniach wcześniej wspomnianych pojazdów. Z tego powodu będą omawiane nie tylko grzyby, ale również bakterie, jako jedno z zagrożeń dla pacjenta.

3. METODYKA BADAŃ

3.1.Identyfikacja bakterii i grzybów

Wymazy pobrano z wnętrza pojazdów medycznych: karetki pogotowia i melexu, które były w codziennej eksploatacji. Testy wykonano przy użyciu wymazówek transportowych, po wcześniejszym zwilżeniu roztworem soli fizjologicznej, i transportowano do laboratorium w ciągu 24 godzin w sterylnej probówce. Warunki pobierania wymazów były następujące: temperatura powietrza - około 10 °C, wilgotność powietrza - około 80%.
Wymazy pobierano z następujących miejsc:

- melex - materac, uchwyt noszy i fotel;
- ambulans - nosze, uchwyt noszy, podłoga, szafka i ściana.

Pobrany materiał do badań umieszczono w bulionie odżywczym w celu namnożenia drobnoustrojów (37 °C, 24 godziny). Następnie materiał posiano na następujących podłożach: agar krwawy, McConkey, Chapman, Decoccosel. Po okresie inkubacji (48 h), wyizolowano czyste kolonie bakteryjne. W celu identyfikacji bakterii, wykonano test biochemiczny API

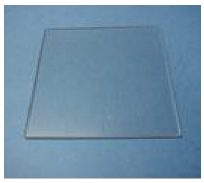
przy użyciu aparatu VITEK 2. W określonych szczepach bakterii zbadano również mechanizmy oporności na lek.

W celu wyizolowania grzybów, materiał badawczy wysiano na podłożu Sabouraud, agar z chloramfenikolem. Hodowlę prowadzono w temperaturze 36 °C (+/- 1 °C) przez 7 dni i w temperaturze 30 °C (+/- 1 °C) przez 14 dni.

3.2. Przygotowanie próbek

Do oceny adhezji drobnoustrojów przygotowano pięć rodzajów próbek: z blachy aluminiowej (z powłoką lakierniczą standardową i antybakteryjną) oraz z tworzywa sztucznego (gładkie, plexi - szkło organiczne i karbowane) – o wymiarach 100x100 mm (tabela 1). Próbki odpowiadają materiałom stosowanym do produkcji elementów wyposażenia pojazdów medycznych.

Tabela 1. Charakterystyka próbek

A1	A2	B1	B2	B3
				
Lakier - powłoka antybakteryjna RAL 9003, połysk 60%	Lakier standardowy RAL 9002, połysk 90%	Tworzywo sztuczne - gładkie	Tworzywo sztuczne - pleksi (szkło organiczne)	Tworzywo sztuczne – karbowane

Na powierzchni wszystkich próbek dokonano pomiaru chropowatości i topografii powierzchni 3D w kilku losowo wybranych obszarach. Badania przeprowadzono za pomocą profilometru Concept (MAHR). Chropowatość powierzchni oceniano na podstawie wartości parametru Ra - średnia arytmetyczna rzędnych: A1 - 0,08 µm, A2 - 0,11 µm, B1 - 0,17 µm, B2 - 0,04 µm, B3 - 3,20 µm.

4. WYNIKI BADAŃ

Wewnątrz karetki pogotowia zostały zidentyfikowane następujące patogeny: *Pseudomonas aeruginosa, Enterococcus faecalis, Staphylococcus epidermidis, Bacillus spp, Staphylococcus haemoliticus, Pantoea agglomerans*. Natomiast w pojeździe typu melex wyizolowano dodatkowo: *Pseudomonas fluorescens* i *Pseudomonas oryzihabitans* [9]. Niezależnie od badanej powierzchni nie stwierdzono obecności oraz wzrostu grzybów.

Z pobranych wymazów namnożono bakterie, wyizolowano czyste kolonie i poddano je identyfikacji (testy biochemiczne API) oraz określono oporność. Ze względu na brak wzrostu grzybów, ocenę adhezji dokonano tylko na wybranych szczepach bakterii - *Pseudomonas aeruginosa* i *Enterococcus faecalis.*

Przygotowane wcześniej próbki sterylizowano 24 godz. przy użyciu promieniowania UV, w celu uniknięcia przypadkowego skażenia. *Pseudomonas aeruginosa* i *Enterococcus faecalis* (gęstość 0.05-7 McF) inkubowano przez 24 godz. w 3 ml roztworu soli fizjologicznej

(0,9% NaCl) na próbkach metalowych z powłoką lakierniczą oraz z tworzywa sztucznego (temperatura pokojowa 25 °C). Po okresie inkubacji, płytki te były płukane 3 razy przy użyciu roztworu PBS (zbuforowany roztwór soli fizjologicznej). Następnie obliczono ilość kolonii bakteryjnych przypadających na centymetr kwadratowy powierzchni danej próbki (CFU/cm^2 - colony forming unit/cm^2) (tabela 2).

Tabela 2. Ilość kolonii bakteryjnych na powierzchniach próbek

Mikroorganizmy	**Bakterie**					
	Pseudomonas aeruginosa			***Enterococcus faecalis***		
Gęstość komórek bakteryjnych [McF]	**Ilość kolonii bakteryjnych przypadających na centymetr kwadratowy powierzchni [CFU/cm^2]**			**Ilość kolonii bakteryjnych przypadających na centymetr kwadratowy powierzchni [CFU/cm2]**		
	A1	**A2**		**A1**	**A2**	
0.5	-	0		-	0	
1	0	0		0	0	
3	0	-		0	-	
5	0	> 150		1	> 180	
7	1	-		1	-	
	B1	**B2**	**B3**	**B1**	**B2**	**B3**
0.05	> 10	>10	-	>10	>10	-
0.5	> 250	>100	0	> 150	>100	0
1	-	-	0	-	-	0
5	> 300	>150	>500	>250	>150	>600

Stwierdzono, że wzrost chropowatości powierzchni zwiększa poziom adhezji bakterii. Jest to szczególnie widoczne w przypadku przylegania wybranych szczepów bakterii na powierzchniach tworzyw sztucznych.

5. DYSKUSJA

Nowoczesne techniki sterylizacji i dezynfekcji wnętrz medycznych są niewystarczające, aby wyeliminować ryzyko pojawienia się infekcji. Jak pokazuje badanie, mimo stosowania wytycznych dotyczących aseptyczności wnętrza pojazdu medycznego, bakterie były obecne na badanych powierzchniach. Prawdopodobnie główne powody to: mobilność pojazdów, silne środki dezynfekujące, trudno dostępne miejsca do dezynfekcji, oporność bakterii i biofilmu produkowanego przez bakterie. Niniejsze badanie wykazało, że niezależnie od powierzchni, nie zaobserwowano wzrostu grzybów na testowanych powierzchniach. Można przyjąć, że te drobnoustroje różnie reagują na środki dezynfekcyjne i są bardziej wrażliwe. Sytuacja ta jest prawdopodobnie spowodowana niższą przyczepnością grzybów do powierzchni, aniżeli bakterii. Prace dotyczące zakażeń szpitalnych [1-4,10] potwierdzają, że nie tylko bakterie, ale także grzyby są częstym czynnikiem patogennym. Zaobserwowane różnice wskazują na konieczność dalszych badań, również na kolejnych karetkach pogotowia.

6. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań można wnioskować:

- We wnętrzu pojazdów medycznych wyizolowano głównie bakterie: Pseudomonas aeruginosa i Enterococcus faecalis, które mogą wywołać groźne dla pacjenta zakażenia.
- Niezależnie od rodzaju powierzchni, nie stwierdzono wzrostu grzybów, co potwierdza wysoki standard aseptyczności wnętrza melexu i ambulansu.
- Bakterie i grzyby są uważane za czynniki chorobotwórcze, dlatego należy zwrócić szczególną uwagę na dobór odpowiednich środków dezynfekujących i materiałów stosowanych wewnątrz pojazdów medycznych.

LITERATURA

[1] Marchlik W.D., Kurnatowski P.: Grzyby jako czynniki etiologiczne zakażeń szpitalnych. Otorynolaryngologia 2010, 9(2), s.50-54

[2] Hughes W.T., Armstrong D., Bodey G.P.: Guidelines for the Use of Antimicrobial Agents in Neutropenic Patients with Unexplained Fever. Infectious Diseases Society of America, Clinical Infectious Diseases 1997, 25, s.551-73

[3] Dynowska M., Góralska K., Rosłan M.: Udział grzybów drożdżopodobnych w zakażeniach szpitalnych. Mikologia Lekarska 2008, 15(3), s.151-4

[4] Ramage G., Robertson S.N., Williams C.: Strength in numbers: antifungal strategies against fungal biofilms. International Journal of Antimicrobial Agents 2014, Feb 43(2), s.114-20

[5] Eibicht S.J., Vogel U.: Meticillin-resistant Staphylococcus aureus (MRSA) contamination of ambulance cars after short term transport of MRSA-colonised patients is restricted to the stretcher. Journal of Hospital Infection 2011, Jul 78(3), s.221-5

[6] Ślązak E.: Procedura dezynfekcji i mycia ambulansu. Procedura system zarządzania jakością WSPRiTS „MEDITRANS" SP ZOZ w Warszawie, kwiecień 2009

[7] Filipowicz G., Dola A.: Utrzymanie czystości w szpitalu. Procedura sanitarno-higieniczna Wojewódzkiego szpitala specjalistycznego w Legnicy, Nr 7/2006

[8] Krajewska-Kułak E., Lewko J., Rolka H.: Grzybicze zakażenia szpitalne - narastający problem. Mikologia Lekarska 2000, 7(3), s.159-63

[9] Hajduga M.A., Bułdak R., Hajduga M., Węgrzynkiewicz S.: Identyfikacja bakterii wnętrza ambulansu medycznego. Prace Szkoły Inżynierii Materiałowej, Krynica 2013, s.190-5

[10] Azimi F., Naddafi K., Nabizadeh R.: Fungal air quality in hospital rooms: a case study in Tehran, Iran. Journal of Environmental Health Science and Engineering 2013, Dec 19, 11(1), s.30

AN AMBULANCE AS THE HABITAT OF FUNGI

Abstract: Infections caused by fungi or bacteria is a serious health worldwide problem. These microorganisms are becoming more resistant against applied agents. The publication presents the results of research on fungi and bacteria that

were identified in the interior of the ambulance and medical vehicle type melex. In the next step the selected microorganisms were incubated on the surface of previously prepared samples - from aluminum sheet (two types) and plastic (three types). The research enabled the comparison of the survival of the examined microorganisms on selected surfaces.

Marta Anna HAJDUGA, Katedra i Zakład Fizjologii, Śląski Uniwersytet Medyczny, Zabrze,
Maciej HAJDUGA, Katedra Podstaw Budowy Maszyn, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała
Dariusz SOŁEK, Concept Sp. z o.o., Bielsko-Biała
Dariusz JĘDRZEJCZYK, Katedra Podstaw Budowy Maszyn, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała

TOKSYCZNOŚĆ I BIOKOMPATYBILNOŚĆ WYBRANYCH POWŁOK LAKIERNICZYCH

Streszczenie: Karetka pogotowia transportująca pacjentów z chorobami zakaźnymi często może być źródłem kolejnych infekcji. Powodem może być m.in jej specjalna konstrukcja - wąska przestrzeń wewnątrz pojazdu, zbyt słaby system wentylacji oraz specyfika znajdujących się tam urządzeń. Problem ten jest dosyć dobrze znany, ale niewiele danych dotyczy wpływu stanu powierzchni wewnętrznych karetki. Badania były zogniskowane na toksyczności i biozgodności stalowych powierzchni pokrytych różnymi powłokami, które mogą być wykorzystane jako materiał wewnętrznego poszycia pojazdu medycznego.

Słowa kluczowe: fibroblasty, toksyczność, powłoka lakiernicza, cynk, ambulans

1. WSTĘP

Ochrona pacjentów przed kolejnymi infekcjami jest istotnym tematem w poprawie opieki zdrowotnej. Powierzchnie wewnętrzne karetek pogotowia, transportujących chorych, są oczywiście dezynfekowane. Jednak nie zawsze stosowane procedury są w 100% skuteczne. Stąd też wynika dodatkowe zagrożenie dla pacjentów generowane przez środki transportu, które mogą być źródłem infekcji [1]. Sprzyjają temu m.in. ograniczenia konstrukcyjne, wąska przestrzeń ambulansu oraz zastosowane tam urządzenia. Skomplikowany kształt używanego sprzętu sprawia, że utrzymanie go w czystości oraz dezynfekcja są w znacznym stopniu utrudnione [2,3]. Z tego względu prowadzone są badania dotyczące materiałów, które mają być jak najbardziej aseptyczne, ale jednocześnie nietoksyczne w stosunku do żywych komórek.

Do badań toksyczności zalecanych jest kilka metod. Wybrany test bezpośredniego kontaktu, a także test ekstraktu wykonane zostały zgodnie z normą ISO 10993-5 - wytyczne dla "Biologicznej oceny wyrobów medycznych" [4]. Dzięki inkubacji komórek w bezpośrednim kontakcie z próbkami można oszacować cytotoksyczność nowych materiałów. Natomiast badanie ekstraktu ocenia potencjalnie niekorzystny wpływ materiałów lub uwalnianych z nich substancji na komórki. Linie komórkowe również zostały wybrane według odpowiednich kryteriów [5].

Celem naszych badań było określenie i porównanie cytotoksyczności i biozgodności różnych powłok na powierzchniach stalowych.

2. METODYKA BADAŃ

2.1. Przygotowanie materiału badawczego

Do badań wytypowano siedem różnych próbek stalowych, o wymiarach 100x100x1.5mm, z różnymi powłokami: antybakteryjną, cynkową – galwaniczną i lamelową, poliestrowo-epoksydową – białą, brązową, zieloną i niebiesko-zieloną (tabela 1). Przed hodowlą komórek i ekstrakcją próbki dezynfekowano w 96% etanolu i sterylizowano przez 15 minut za pomocą promieniowania UV.

Tabela 1. Charakterystyka próbek

Próbki	Typ powłoki	Kolor	Ra [µm]
1	Antybakteryjna	Jasnożółty	0,15
2	Cynk galwaniczny	Złoty	0,42
3	Cynk lamelowy	Srebrny	0,56
4	Poliestrowo-epoksydowa	Biały (RAL 9002)	0,16
5	Poliestrowo-epoksydowa	Brązowy (RAL 8028)	0,16
6	Poliestrowo-epoksydowa	Zielony (RAL 6024)	0,16
7	Poliestrowo-epoksydowa	Niebiesko-zielony (RAL 5018)	0.16

2.2. Hodowla komórkowa

Wytypowane linie komórkowe, fibroblasty mysie (NIH/3T3), hodowano w Dulbecco Modified Eagle Medium (DMEM) zawierającym 10% płodowej surowicy cielęcej (FCS), penicylinę i 100µg/ml streptomycyny, w standardowych warunkach do hodowli (37 °C i 5% CO_2).

2.3. Badania toksyczności próbek: test bezpośredniego kontaktu i test ekstraktu

W celu oceny cytotoksyczności wykonano test bezpośredniego kontaktu. Do hodowli komórkowych na próbkach wprowadzano fioletowy barwnik i badano mikroskopowo zmiany morfologiczne. W celu porównania wyników, przygotowano również próbki wykonane z miedzi (kontrola pozytywna) i tytanu (kontrola negatywna), na których hodowano komórki.

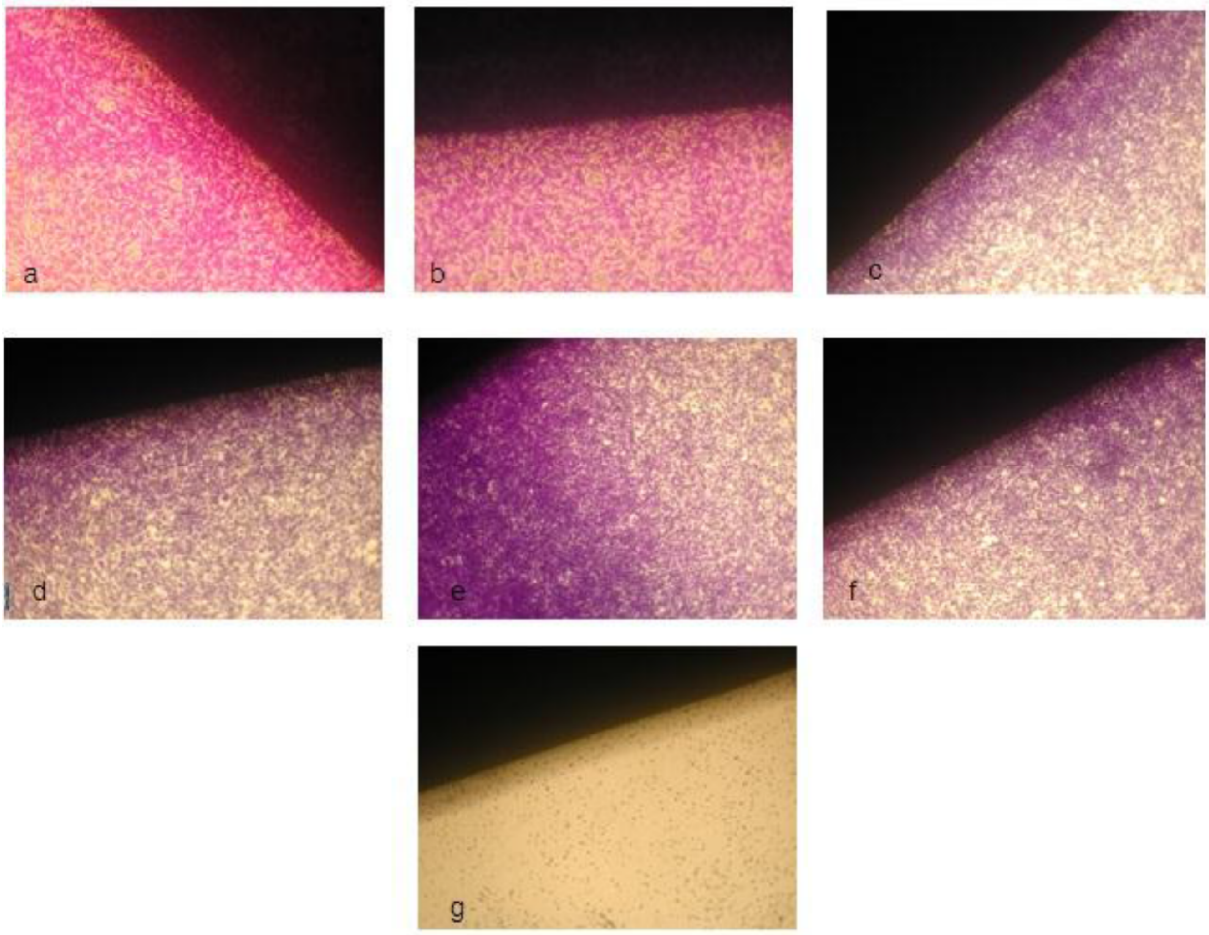
Następnie zastosowano test ekstraktu. Do analizy żywotności i proliferacji komórek wykorzystano MTT (sól 3 (4,5-dimetylotiazol-2-ilo) -2,5-difenylotetrazolowa). Otrzymany barwny produkt przeprowadzonej reakcji wykrywano przy zastosowaniu fotometru przy długości fali 540 nm. Ekstrakt został rozcieńczony w stosunku 1:1 (50%), 1:3 (25%), 1:9 (5%) i 1:99 (1%). Dla porównania wyników, przy końcowym stężeniu 1% w pożywce bez surowicy zastosowano Triton X-100, jako kontrolę pozytywną, oraz polistyren, jako kontrolę negatywną.

3. WYNIKI BADAŃ I PODSUMOWANIE

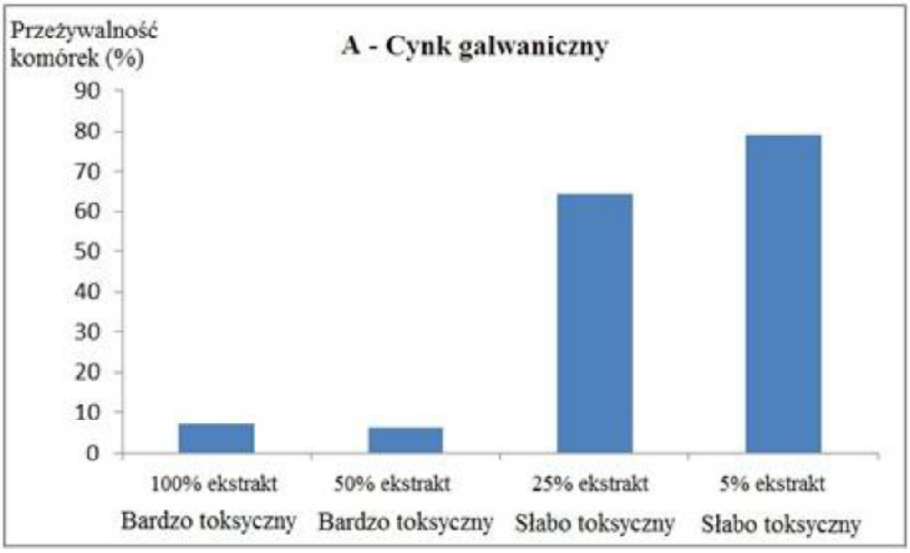
Siedem stalowych (DC01) próbek z różnymi powłokami lakierniczymi i powłokami cynkowymi było ocenianych w celu ustalenia poziomu toksyczności. Chropowatość powierzchni Ra i topografia 3D zostały określone przy zastosowaniu przyrządu pomiarowego - Profilometru Concept (MAHR).

Po wykonaniu testu bezpośredniego kontaktu, stwierdzono brak toksyczności względem komórek żywych w przypadku pięciu badanych próbek z następującymi powłokami: antybakteryjną, poliestrowo-epoksydową białą - RAL 9002, poliestrowo-epoksydową brązową - RAL 8028, poliestrowo-epoksydową zieloną - RAL 6024 oraz poliestrowo-epoksydową niebiesko-zieloną - RAL 5018 (rys. 1).

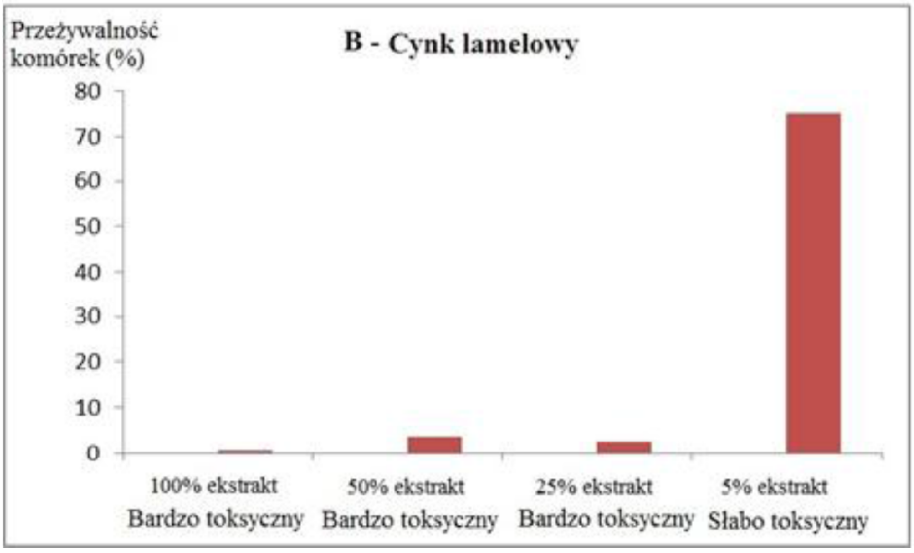
Toksyczność stwierdzono dla powłoki cynkowej – galwanicznej i płatkowej. Ze względu na wysoką niestabilność próbek na płytkach Petriego, do ich dalszej oceny zastosowano test ekstraktu. Przygotowany ekstrakt inkubowano z komórkami przez 24 godziny, dodano mieszaninę MTT i po okresie inkubacji mierzono absorbancję barwnego produktu przy długości fali 540 nm. Poziom toksyczności obliczono na podstawie absorbancji. Przeżywalność komórek na próbkach cynkowanych przedstawiono na rysunkach 2 i 3.



Rys. 1. Test bezpośredniego kontaktu – hodowle komórkowe z fioletowym barwnikiem na próbkach z następującymi powłokami: (a) - antybakteryjną, (b) – poliestrowo-epoksydową białą - RAL 9002, (c) - poliestrowo-epoksydową brązową - RAL 8028, (d) - poliestrowo-epoksydową zieloną - RAL 6024, (e) - poliestrowo-epoksydową niebiesko-zieloną - RAL 5018, (f) - kontrola negatywna – próbki z tytanu, (g) - kontrola pozytywna – próbki z miedzi



Rys. 2. Przeżywalność komórek w teście ekstraktu: A – dla próbki z powłoką galwaniczną cynkową



Rys. 3. Przeżywalność komórek w teście ekstraktu: B – dla próbki z powłoką cynkową lamelową (płatkową)

4. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań można sformułować wnioski odnośnie toksyczności badanych powierzchni:

- Badane próbki z powłokami: antybakteryjną (jedna próbka) oraz poliestrowo-epoksydową (cztery próbki o zróżnicowanym zabarwieniu) okazały się nietoksyczne.
- Próbki cynkowane galwanicznie, jak i z warstwą cynku lamelowego wykazały znaczną toksyczność, przy czym przeżywalność komórek na powierzchni cynku galwanicznego była znacznie większa niż dla powłoki cynku lamelowego.

Wyniki pracy posłużą w kolejnych, długoterminowych badaniach biokompatybilności wybranych powierzchni. Będą w nich testowane głównie próbki, które nie wykazywały toksyczności względem komórek żywych.

LITERATURA

[1] Andersen B.M., Rasch M., Hochlin K., Jensen F.H., Wismar P., Fredriksen J.E.: Decontamination of rooms, medical equipment and ambulances using an aerosol of hydrogen peroxide disinfectant. Journal of Hospital Infection. 62, 2006, s.149-155

[2] Galtelli M., Deschamp C., Rogers J. An Assessment of the Prevalence of Pathogenic Microorganism in the Rotor Wing Air Ambulance: One Program´s Findings. Air Medical Journal, 25 (2), 2006, s.81-84

[3] Eibicht SJ., Vogel U.: Methicillin-resistant Staphylococcus aureus (MRSA) contamination of ambulance cars after short term transport of MRSA-colonised patients is restricted to the stretcher. Journal of Hospital infection, 78, 2011, s.221-225

[4] Sun, L., Huang X.B., Suo J.P., Fan B.L., Chen Z.L., Yang W.X., Li J.: Biological evaluation of a novel copper-containing composite for contraception. Fertility and Sterility. 95 (4), 2011, 1416-1420

[5] Saw T.Y., Cao T., Yap A.U., Lee Ng M.M.: Tooth slice organ culture and established cell line culture models for cytotoxicity assessment of dental materials. Toxicology in vitro. 19, 2005, 145-154

TOXICITY AND BIOCOMPATIBILITY OF SELECTED VARNISH COATINGS

Abstract: Ambulance transporting patients with infectious diseases can be also the source of the next infections. Special construction - the narrow space inside, pure quality ventilation system and specific of devices applied inside can be a reason of mentioned problems. This situation is well known, but there is practically no data regarding the influence of internal ambulance surface on observed problem. In our study we focused on toxicity and biocompatibility of steel surface coated with different layers, that can be used as internal material of ambulance.

Katarzyna JOCHYMCZYK-WOŹNIAK, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze
Agata BONK, SKN Biomechatroniki „Biokreatywni", Politechnika Śląska, Zabrze

ANALIZA OBCIĄŻEŃ KOŃCZYNY DOLNEJ PODCZAS WYKONYWANIA ĆWICZEŃ NA STEPIE

Streszczenie: Grupę badawczą stanowiły cztery studentki bez jakiegokolwiek doświadczenia w step aerobiku. Zadanie ruchowe polegało na 15-krotnym powtórzeniu, bez przerwy, kroku basic step dla dwóch wysokości stepu- 10 cm i 15cm. Parametry, które zostały wykorzystane do oceny obciążeń działających na kończyny dolne oraz stopy człowiek, to: składowa pionowa siły reakcji podłoża, współczynnik obciążenia oraz siły nacisku stopy na podłoże. Badania przeprowadzono z wykorzystaniem platform dynamometrycznych AMTI oraz wkładek do pomiaru sił reakcji podłoża MEDILOGIC.

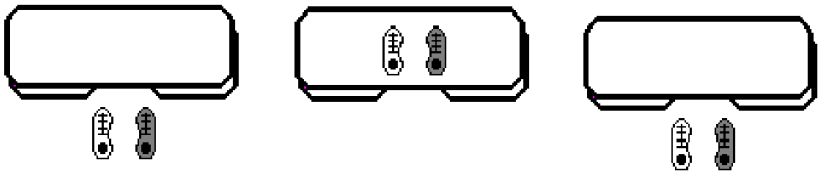
Słowa kluczowe: ćwiczenia na stepie, basic step, siły reakcji podłoża

1. WSTĘP

Step aerobik jest intensywną i wyczerpującą aktywnością ruchową. Są to zajęcia choreograficzne z wykorzystaniem platformy, której wysokość można regulować za pomocą tzw. pięter [1]. Poszczególne ćwiczenia składają się z kroków podstawowych, średnio zaawansowanych i zaawansowanych [3].

Podczas ćwiczeń na stepie głównie zaangażowane są mięśnie kończyn dolnych, a powstające obciążenia działają w ich osi długiej. Obciążenia układu ruchu człowieka podczas step aerobiku, jak i innych form aktywności ruchowej, mogą powodować pozytywne jak i negatywne zmiany w układzie ruchu [1][2].

Celem niniejszej pracy jest analiza obciążeń działających na kończyny dolne człowieka podczas wykonywania kroku basic step (rys. 1). Prezentowane wyniki badań stanowią wprowadzenie do zagadnień związanych z występowaniem obciążeń układu ruchu człowieka podczas ćwiczeń na stepie.



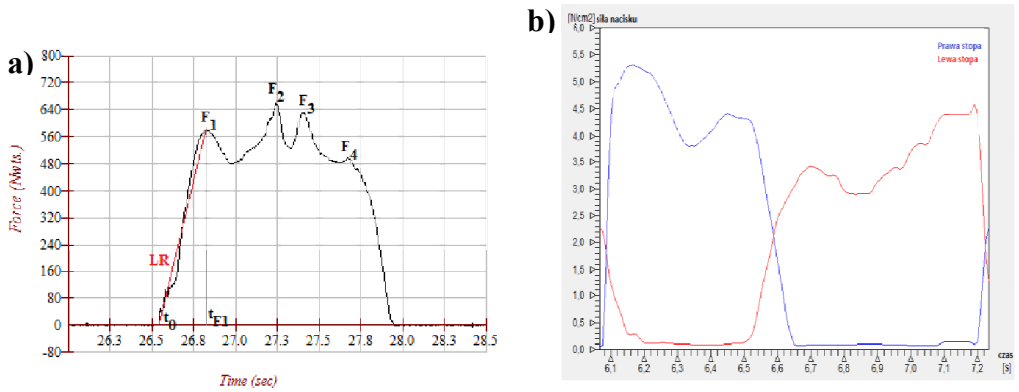
Rys. 1. Krok basic step [8]

2. ANALIZA BADAŃ

2.1. Metodyka badań

Badania zostały przeprowadzone w Laboratorium Narządu Ruchu Politechniki Śląskiej. Grupę badawczą stanowiły cztery studentki (wiek 22 lata, przeciętny wzrost 168,4 cm, średnia masa ciała 59,6 kg) nie mające doświadczenia w step aerobiku.

Do oceny obciążeń działających na układ ruchu człowieka wykorzystano składową pionową siły reakcji podłoża, współczynnik obciążenia (LR), siły nacisku w poszczególnych częściach stopy (pięcie, śródstopiu, przedniej części stopy, powierzchni bocznej stopy, przyśrodkowej części stopy) oraz maksymalną siłę reakcji podłoża podczas zejścia ze stepu.



Rys. 2. a) przykładowy zapis pionowej siły reakcji podłoża uzyskany podczas badań, gdzie F1, F2, F3, F4 to siły reakcji podłoża, force – siła, time – czas, LR – współczynnik obciążenia; b) przykładowy zapis średniej wartości sił nacisku stopy podczas wejścia na step, opracowanie własne

Współczynnik obciążenia (LR) jest wykorzystywany do oceny przeciążeń stawów kończyn dolnych. Określany jest, jako stosunek siły F1 do zmiany czasu, w jakim siła została osiągnięta:

$$LR = \frac{F_1}{t_{F1} - t_0},$$

gdzie t_0 jest czasem pierwszego kontaktu stopy ze stepem, t_{F1} jest czasem osiągnięcia siły F1 [2].

Badania przeprowadzono przy wykorzystaniu platform dynamometrycznych AMTI oraz wkładek do pomiaru sił reakcji podłoża MEDILOGIC. Jedna z platform znajdowała się pod stepem natomiast druga przed, w celu zbadania siły reakcji podłoża podczas zejścia ze stepu.

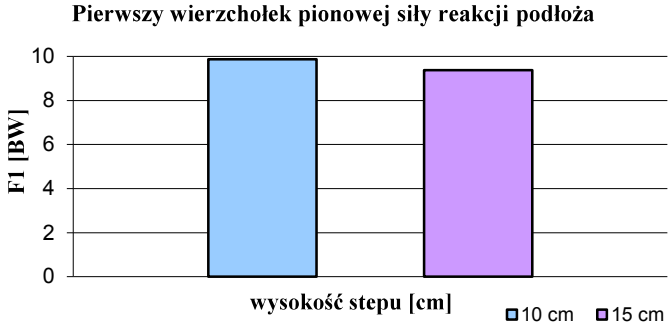
Zadanie ruchowe polegało na 15-krotnym powtórzeniu bez przerwy kroku basic step. Po wykonaniu serii kroków zmieniono wysokość stepu z 10 cm na 15 cm i przeprowadzono następny pomiar kolejno dla wszystkich badanych z wykorzystaniem obydwu urządzeń. Do analizy wybrano dziesięć kroków z każdej serii. Za krok przyjęto czas, w którym nastąpiło oderwanie pięty prawej stopy od podłoża do ponownego kontaktu prawej stopy z podłożem.

2.2. Wyniki badań

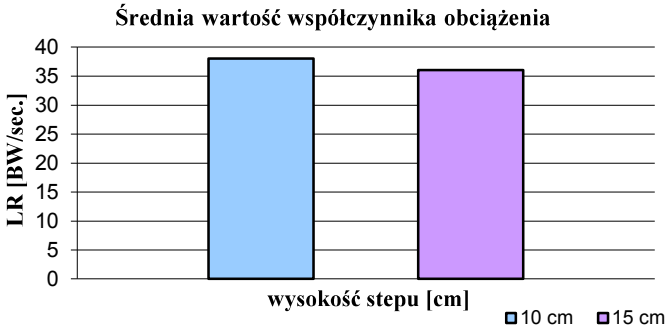
Analiza otrzymanych wyników wykazała wpływ wysokości stepu na wartości składowej pionowej siły reakcji podłoża (F1) a tym samym na współczynnik obciążenia.

Wykazano, że wraz ze wzrostem wysokości stepu pionowa siła reakcji podłoża (F1) maleje. Natomiast maksymalna siła (F2) osiągnięta w całym cyklu ćwiczenia rośnie (rys. 3, rys. 4, rys. 5).

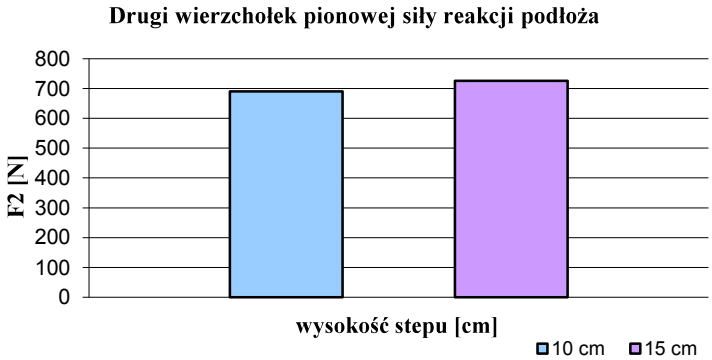
Drugim parametrem opisującym obciążenia układu ruchu w trakcie ćwiczeń jest współczynnik LR. Z otrzymanych danych wynika, że wraz ze wzrostem wysokości stepu współczynnik LR maleje (rys. 5).



Rys. 3. Średnia wartość siły F1 w funkcji wysokości stepu



Rys. 4. Średnia wartość współczynnika obciążenia w funkcji wysokości stepu



Rys. 5. Średnia wartość siły F2 w funkcji wysokości stepu

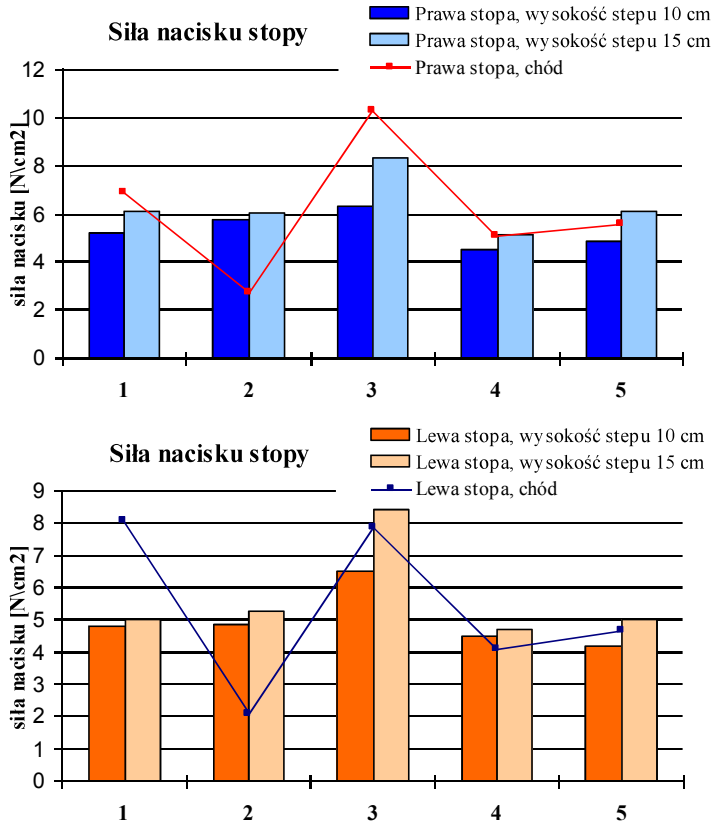
Ćwiczenia na stepie są oparte na naturalnej formie ruchowej (takiej jak chód czy bieganie), siły reakcji podłoża osiągnięte w badaniu były znacznie wyższe w porównaniu do rezultatów osiągniętych w badaniach chodu czy wchodzeniu po schodach [2].

Analiza pionowej siły reakcji podłoża, podczas schodzenia ze stepu, wykazała, że maksymalna siła reakcji podłoża jest większa podczas zejścia niż wejścia na step (rys. 6).

Badanie przeprowadzone przy użyciu wkładek MEDILOGIC umożliwiło pozyskanie danych do oceny obciążeń stopy. Wykazano, że wraz ze wzrostem wysokości stepu siła nacisku poszczególnych części stopy rośnie.

Średnie wartości sił nacisku stopy, uzyskane podczas badania, zostały przyrównane do średnich wartości siły nacisku wygenerowanych podczas chodu. Wartości sił nacisku stopy na podłoże podczas chodu zostały pobrane z biblioteki programu MEDILOGIC (rys. 7).

Rys. 6. Przykładowy przebieg pionowej siły reakcji podłoża podczas zejścia ze stepu, wyodrębniony z jednego cyklu



Rys. 7. Porównanie średnich sił nacisku stopy prawej uzyskanych podczas badania z średnią wartością siły nacisku stopy prawej otrzymaną podczas chodu, opracowanie własne. Gdzie: 1. Pięta. 2. Śródstopie. 3.Przednia część stopy. 4. Powierzchnia boczna stopy. 5. Przyśrodkowa część stopy

Przedstawiona metoda badań umożliwiła określenie obciążeń oddziałujących na układ ruchu człowieka oraz wyznaczenie obciążeń stopy podczas wykonywania kroku basic step.

3. PODSUMOWANIE

Wyniki przeprowadzonych badań wykazały, że siły reakcji podłoża wyznaczane podczas ćwiczeń na stepie są znacznie większe niż te otrzymane podczas normalnego chodu człowieka. Stwierdzono, że wartość siły F1 (1,16 BW) i F2 (0,81 BW) oraz współczynnika obciążenia (8 BW\s) opisane przez Winiarskiego i Rutkowską-Kucharską [6], a wartości tych sił otrzymane w badaniu ze stepem są znacznie mniejsze.

Fujarczuk i współautorzy [2] również prowadziła badania obciążeń podczas wykonywania ćwiczeń na stepie o wysokości 15 cm. Porównując wartość siły F1 prezentowaną w pracy Fujarczuk (≈ 0,98 BW) do wartości tej samej siły prezentowanej w niniejszej pracy (9,37 BW) można stwierdzić pewne różnice nie mają one jednak wpływu na wniosek końcowy. Wykazano, że wraz ze wzrostem wysokości stepu pionowa siła reakcji podłoża (F1) oraz współczynnik obciążenia maleją.

Wysocka i współautorzy [7] doszli do podobnych wniosków. Wykazali, że podczas zejścia ze stepu generowana jest większa pionowa siła reakcji podłoża (1,62 BW) niż w trakcie wejścia na step (1,02 BW). Wartość sił reakcji podłoża uzyskanych w niniejszej pracy znacznie przewyższają wartości uzyskane przez Wysocka i współautorzy [7], jednak wskazują na tą samą zależność. Podczas zejścia średnia, maksymalna siła reakcji podłoża jest większa (12,21 BW) w porównaniu z średnią, maksymalną siłą reakcji podłoża podczas wejścia na step (F2=12,17 BW) dla tej samej wysokości stepu – 15 cm.

Maybury i Waterfield [4] wykorzystali w swoich badaniach step o wysokości 6, 8, 10 cali (15, 20, 25 cm), otrzymane przez nich wyniki przedstawiają zależność pomiędzy wartościami sił reakcji podłoża a wysokością stepu. Maybury i Waterfield zaobserwowali, że średnia wartość siły reakcji podłoża rośnie wraz z zmianą wysokości stepu.

Różnice między wynikami mogą być spowodowane brakiem doświadczenia badanych, właściwościami tłumiącymi stepu czy też samą techniką wykonywania kroku.

Rutkowska-Kucharska i Szpala [5] udowodniły, że technika wykonywania kroków podczas ćwiczeń na stepie jest bardzo ważnym aspektem. Otrzymane wyniki wykazały, że krok wykonywany z pięty charakteryzuje się najniższą siłą reakcji podłoża (≈1,23 BW), a tym samym najprawdopodobniej spowoduje najmniejsze obciążenia stawu kolanowego. Najmniej wskazane jest wykonywanie kroku na całą stopę (F≈1,30 BW). Badania obciążenia i zakres ruchu stawu kolanowego w zależności od techniki wykonywania kroków przeprowadzono dla jednej wysokości stepu (20 cm).

Wartość siły nacisku w poszczególnych częściach stopy rośnie wraz ze zmianą wysokości stepu (z 10 cm na 15 cm), przyrównując te wartości do średniej wartości siły nacisku uzyskanej podczas chodu można zauważyć następujące zależności (rys. 7):

- Zarówno dla prawej jak i lewej stopy zarejestrowano podczas badania o wiele większe wartości siły nacisku śródstopia niż podczas chodu, zarówno dla wysokości stepu 10 cm jak i dla 15 cm,
- Podczas chodu generowana jest większa siła nacisku niż w ćwiczeniach na stepie zarówno dla wysokości stepu 10 cm jak i dla 15 cm,
- Dla niższej wysokości stepu (10 cm) zarejestrowano niższe wartości siły nacisku przedniej części stopy aniżeli dla chodu.

LITERATURA

[1] Błażkiewicz M., Kowalczyk P., Szkudelska H., Analiza ruchu kończyn dolnych podczas kroku Basic Step w aerobiku, Rozprawy naukowe AWF we Wrocławiu, Wrocław, 2008, 26, 20–26

[2] Fujarczuk K., Winiarski S., Rutkowska-Kucharska A., Ground reaction forces in step aerobics, Acta of Bioengineering and Biomechanics Vol. 8, No. 2, 2006, 111-117
[3] Gómez Ruth Arteaga, Aerobic i step, Wydawnictwo BUCHMANN, Warszawa, 2009, 6-9; 132-147
[4] Maybury M.C., Waterfield J., An investigation into the relation between step heigh and ground reaction forces in step exercise: a pilot study, Br J Sports Med 1997; 31:109-113
[5] Rutkowska-Kucharska A., Szpala A., Ground reaction force and knee flexion degree during basic step in step aerobic exercises, 10th Annual Congress of the European College of Sport Science, 2005
[6] Winiarski S., Rutkowska-Kucharska A., Estimated ground reaction force in normal and pathological gait, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 11, No. 1, 2009, 53-60
[7] Wysocka K., Rutkowska-Kucharska A., Winiarski S., Kinematical and dynamical characteristics of gait in step aerobics and overloads of movement system, Biomechanics, 201, 261-262
[8] http://www.turnstep.com/Moves/index.html

LOAD ANALYSIS OF LOWER LIMB DURING STEP AEROBICS EXERCISE

Abstract: Step aerobics is a very intense and exhausting physical activity. Classes are led with using the platform, which height is being regulated behind the help so-called floors. Aim of this study is to analyze the loads acting on the human movement during basic step. The studies are preliminary research introducing into issues connected from burdens of human movement during exercise on the step.

Daniel JODKO, Damian OBIDOWSKI, Piotr REOROWICZ, Przemysław KŁOSIŃSKI, Krzysztof JÓŹWIK, Institute of Turbomachinery, Lodz University of Technology, Lodz, Poland

ANGULAR POSITION DETERMINATION OF HEART VALVES IN THE PEDIATRIC VENTRICULAR ASSIST DEVICE WITH USE OF COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS

Abstract: This study shows a method than can be used to determine the best angular position of heart valves installed at the inlet and the outlet of a blood chamber during the diastolic phase with use of Computational Fluid Dynamics (CFD). Steady state simulations of the blood flow through the blood chamber of Pediatric Ventricular Assist Device (PVAD) have been performed with ANSYS CFX 14.0. Main assumptions in the present paper have included: motionless discs, rigid walls, non-Newtonian model of blood. The obtained results show that areas of blood stagnation in the blood chamber are smallest for one particular angular position of the inlet valve and are not significantly dependent on the angular position of the outlet valve.

Key words: CFD, pediatric VAD, heart valves, blood stagnation

1. INTRODUCTION

A Ventricular Assist Device (VAD) can be used in the treatment of patients with serious heart diseases awaiting transplantation or even as the destination therapy for patients with total heart failure [1, 2]. The presented VAD is a 45 cubic centimeter device designed at the Prof. Z. Religa **Foundation for Cardiac Surgery Development** in Zabrze and investigated at the Institute of Turbomachinery, Lodz University of Technology with use of Computational Fluid Dynamics (CFD) methods. The CFD play a significant role in the design process of similar devices all over the world nowadays.

The VAD is a pneumatic pump with a diaphragm, separating blood and pneumatic chambers. The diaphragm motion is forces by air sucked out and pushed into the pneumatic chamber. This study is devoted to determination of the best angular position of single disc mechanical heart valves installed in the inlet and the outlet of a blood chamber during the diastolic phase, when the membrane reaches its highest position. Steady state simulations of the blood flow through the blood chamber have been carried out with ANSYS CFX 14.0. Main assumptions have included: stationary boundary conditions, motionless discs, rigid walls, and non-Newtonian rheological model of blood. The obtained results allow one to find areas of low velocity of blood, which is considered to be a cause of thrombus deposition in the inner wall of the device. An influence of the angular position of the inlet valve on the magnitude of the low velocity area (area of stagnation zone, ASZ) is significant and the best position of this valve has been confirmed in further experiments with use of more advanced

numerical procedures. It has been shown that the position of the outlet valve does not affect substantially the blood behavior inside the blood chamber.

2. NUMERICAL INVESTIGATIONS

2.1. Computational domain

The computational fluid domain represents the volume occupied by the blood flowing through the investigated device at the moment when membrane reaches its highest position. The angular valve position is defined by an angle between the plane passing through the axis of rotation of the disk in the plane perpendicular to the valve ring and the basic plane (Π) as illustrated in Fig. 1. The angle α describes position the inlet valve and β stands for the outlet valve (Fig. 1). The angles α and β have been changed every 30° degrees, thus 144 (12x12) cases have been investigated within present study. The inlet valve is assumed to be fully opened and the outlet valve is open at 5°. This allows one to converge the mass equation and does not influence significantly the flow inside the blood chamber of the VAD during diastole. Long cylinders have been used to minimize an influence of the boundary conditions onto the flow behavior in the blood chamber.

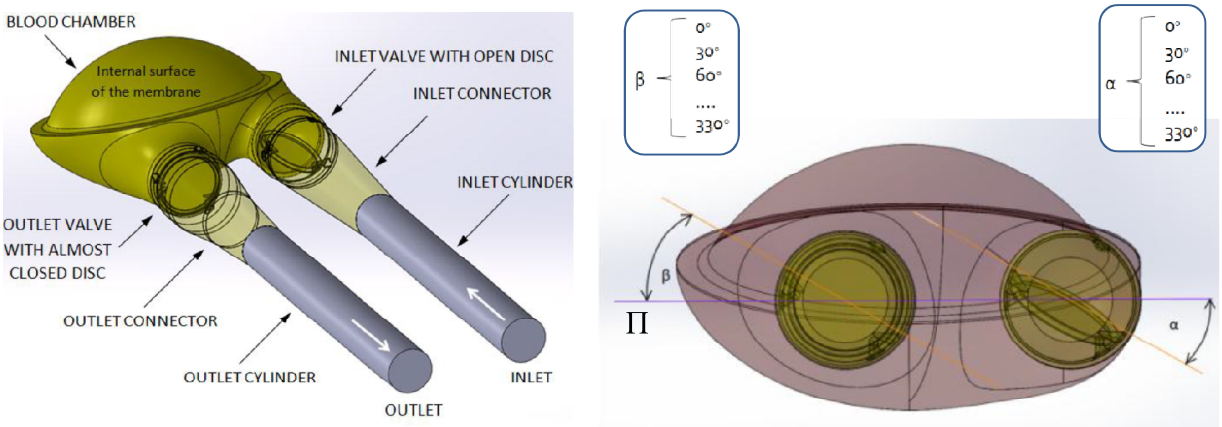


Fig. 1. Computational domain (volume of the flowing blood) - left; angular position of the inlet valve (α) and the outlet valve (β) observed in Solid Works 2012 (in this case $\alpha = \beta = 30°$) - right

The virtual geometry of the internal volume of the investigated VAD for each case has been meshed using a hybrid mesh with tetrahedral elements inside channels and prismatic elements near the walls in the boundary layer (Fig. 2). In the elongated cylinders the hexahedral mesh was used. Mesh elements were refined in region of discs and rings for the valves. The number of elements in the whole domain is close to 11 million for each case.

2.2. Numerical simulation assumptions

The main aim of this study has been to find the best angular position of the inlet and outlet valve installed in the pneumatic VAD with use of steady-state numerical simulations. Although, currently non-steady state simulations can be performed with use of Immersed Body techniques [3] and Fluid Structure Interaction methods, one has to remember that they are still high time consuming. The use of stationary boundary conditions has allowed us to determine the best valve position for 144 combinations of setting the inlet and outlet valves. All calculations have been performed with the ANSYS CFX solver that solves the Navier-Stokes equations using Finite Volume Method. A HP ProLinat BL460 server blade equipped

with 4-core processor Intel Xeon and 16.0 GB RAM has been employed for calculations and allowed to carry out of each particular simulation during the time of 8 hours. The time needed to generate the mesh has been approximately 50 minutes for each case.

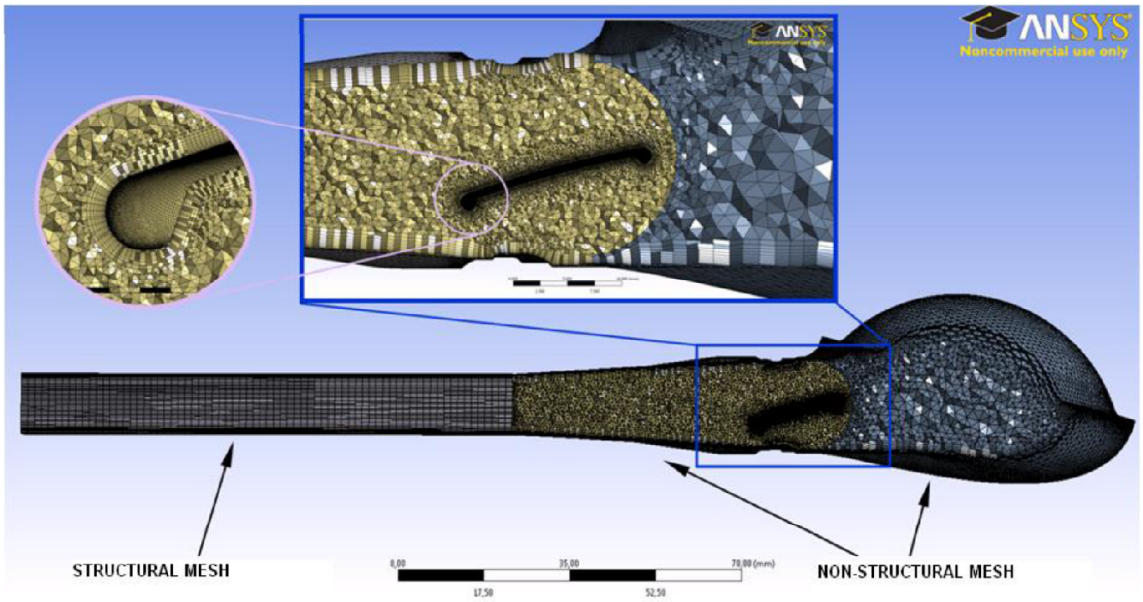


Fig. 2. Example of the mesh used for computations

For the boundary conditions, a Prandtl velocity profile (equation (1)) with the maximum velocity value equal to 1.07 m/s (Fig. 3) and the static pressure averaged at the outlet equal to 13.65 kPa were used. Rigidity of walls has been assumed, thus mesh deformation has not been observed.

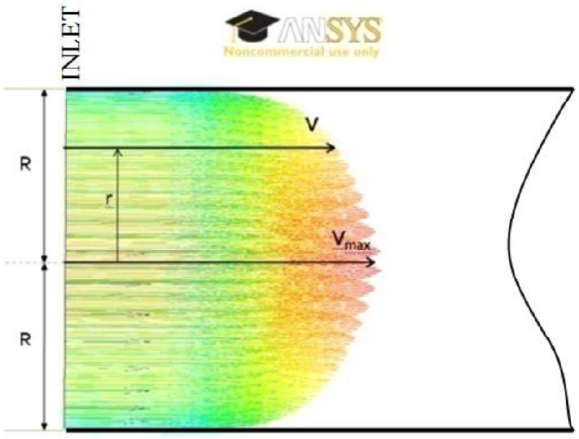


Fig. 3. Velocity profile used as boundary condition at the inlet cross-section; V – velocity in the node In the distance r from the axis of the channel, V_{max} = 1.07 m/s – maximum velocity, R – radius of the channel, r – distance between an axis and the node where velocity is calculated

$$V = V_{\max}\left|\left(1-\frac{r}{R}\right)^{1/7}\right| \tag{1}$$

Blood density values fall within the range 1030-1070 kg/m^3 [4], and the constant value of blood density equal to 1045 kg/m^3 has been assumed. Blood is considered a non-Newtonian fluid and its viscosity depends not only on a kind of liquid but also on a blood velocity gradient. Thus, numerous rheological models of blood can be found in the literature. For the

need of this simulation, a modification [5, 6] of the Power Law was employed where the dynamic viscosity (η) is defined as

$$\begin{cases} \eta = 0.55471 \; for \; \frac{\partial V}{\partial y} < 10^{-9} \\ \eta = \eta_o \left(\frac{\partial V}{\partial y}\right)^{n-1} \; for \; 10^{-9} \leq \frac{\partial V}{\partial y} < 327 \\ \eta = 0.00345 \; for \; \frac{\partial V}{\partial y} \geq 327 \end{cases} \tag{2}$$

where: $\eta_o = 0.0035$ Pa s, n = 0.6 and $\frac{\partial V}{\partial y}$ is the velocity gradient. The Shear Stress Transport (SST) model of turbulence has been applied.

2.3. Results

The obtained results show flow patterns (streamlines) and it is clearly visible that the flow direction inside the blood chamber is significantly influenced by the disc of the inlet valve. In figure 4 two representative cases are compared for different position of the inlet valve (α = 30° and α = 270°) and the same position of the outlet valve (β = 0°) - the colour scale corresponds to the magnitude of velocity. The highest velocity is observed just downstream the outlet valve. It has been expected because the valve is almost closed and there is only a small gap left for the blood flowing out. A large swirl is observed in the central part of the blood chamber in each case. Additional vortices appear near the diaphragm for α higher than 210°.

The distance equal to 0.001 mm offset from the wall was chosen to determine region of velocity lower than 0.01 m/s (ASZ) and the percentage of those regions designated on the entire inner surface has been calculated for different angles α and β and listed in Table 1. This procedure allowed to quantify the results and compare the cases one to the other. As a criterion indicating which position could be assessed the best, the smallest regions of low blood velocity was considered.

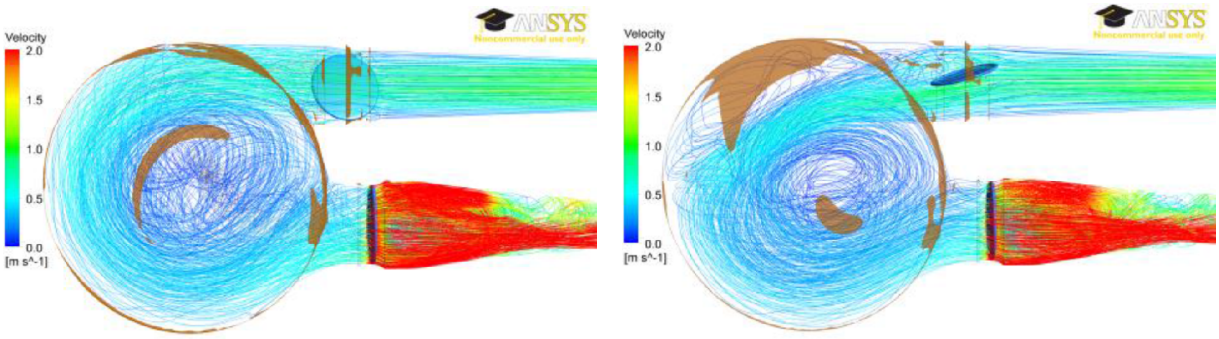


Fig. 4. Comparison of the blood velocity, the flow patterns shown in 3D as streamlines and the ASZ in the vicinity of the membrane: $\alpha = 30°$, $\beta = 0°$ (left) and $\alpha = 270°$, $\beta = 0°$ (right)

Figure 5 illustrates velocity fields depicted in the plane cutting the VAD. Two cases, in which the inlet valve is set in the same position (α = 0°) but the outlet valve is set to β = 30° and β = 270° are compared. It can be noticed that the only visible difference in the flow is in the outlet connector, downstream the flow. This illustrates conclusion that no significant influence of the angular positon of outlet valve on flow inside the blood chamber is observed.

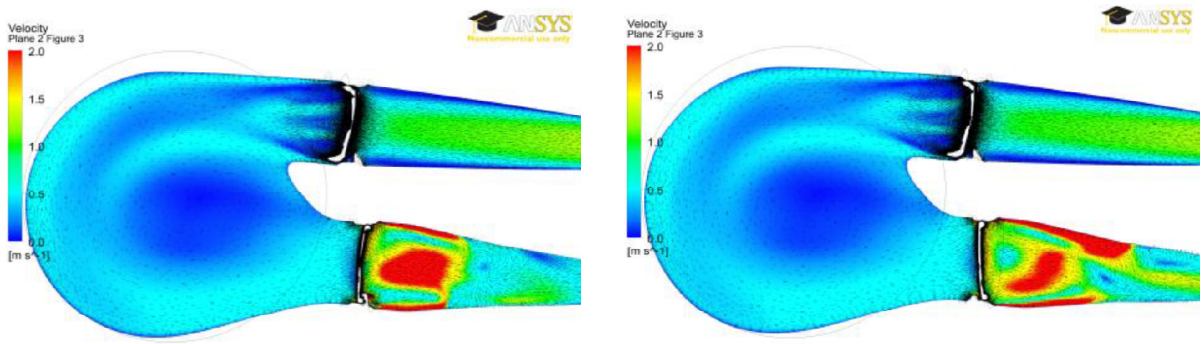


Fig. 5. Comparison of the 2D blood velocity fields: $\alpha = 0^\circ$, $\beta = 30^\circ$ (left) and $\alpha = 0^\circ$, $\beta = 270^\circ$ (right)

Tab. 1. Stagnation in the blood chamber

Stagnation defined as a percentage of ASZ regions designated on the entire inner surface														
Position relative to π plane		Position of the outlet valve β												Average
		0	30	60	90	120	150	180	210	240	270	300	330	
Position of the inlet valve α	0	7.29	7.50	8.14	7.20	7.29	7.13	7.13	7.07	7.24	7.19	7.22	7.44	7.32
	30	6.34	6.57	6.44	6.18	5.90	5.40	5.44	5.48	5.58	5.78	6.04	6.28	5.95
	60	8.58	9.33	9.23	8.77	7.67	7.29	7.07	7.04	7.21	7.49	7.72	8.21	7.97
	90	9.85	9.86	9.87	9.23	9.13	9.19	9.32	9.37	9.46	9.53	9.66	9.76	9.52
	120	10.70	11.03	10.96	10.33	10.03	10.01	9.77	10.03	10.16	10.38	10.58	10.73	10.39
	150	13.22	13.57	13.23	12.36	11.84	11.72	11.48	11.55	11.72	11.84	12.46	12.82	12.32
	180	11.14	11.29	11.72	10.96	9.69	9.08	8.52	8.45	8.64	9.05	9.05	10.53	9.84
	210	10.59	12.76	12.47	12.14	12.30	12.22	12.13	12.24	12.25	13.08	13.29	13.56	12.42
	240	13.10	12.44	11.61	9.56	10.05	10.60	10.79	10.84	10.42	10.21	10.27	12.85	11.06
	270	14.51	14.67	14.79	14.78	15.06	14.91	14.96	14.75	14.79	14.89	14.61	14.46	14.77
	300	9.87	10.00	9.89	9.75	9.62	9.59	9.78	9.77	9.99	10.00	9.80	9.92	9.83
	330	8.52	8.79	8.92	8.86	8.07	8.28	8.10	8.04	8.16	8.17	8.21	8.25	8.36

3. CONCLUSSION

The results show that the angular position of the inlet valve strongly influences the blood behavior inside the blood chamber. For the angle α in the region 210° < α < 270° the blood stream is moved to the center of the blood chamber and reversed flow is observed near the diaphragm. This study shows no significant influence of the outlet valve angular positon onto the flow patterns inside the blood chamber. Flow behavior is similar for different values of the angle β, when α is constant. The α angle equal to 30° ensures the best flow condition and the smallest stagnation zones close to the diaphragm inside the blood chamber. In this case risk of the thrombus formation is significantly decreased.

It was shown that CFD methods can be employed in the design and development of the Ventricular Assist Device. Although, in this study only steady-state simulations have been carried out and back flows have not been observed around the valves that normally occur, it must be emphasized that the obtained results can be treated as a starting point in further investigations concerning positioning heart valves in the pneumatic VAD. Presented method is very efficient in research done on large number of cases, but the results must be validated

by more advanced numerical procedures with implementation of motion of diaphragm and disc.

ACKNOWLEDGEMENT

This work has been supported by the National Center for Research and Development in the frame of 'Polish Artificial Heart' governmental project.

BIBLIOGRAPHY

[1] Sonntag S.J., Kaufmann T.A., Büsen M.R., Laumen M.: Simulation of a pulsatile total artificial heart: Development of partitioned Fluid Structure Interaction model, Journal of Fluids and Structures, 38, 187–204, 2013
[2] Sterkowicz S.: Fifty years later. Artificial heart – yesterday, today, tomorrow, Kardiochirurgia i Torakochirurgia Polska, 5, 216-221, 2008
[3] Reorowicz P., Obidowski D., Kłosiński P., Jóźwik K.: Flow Modelling in the Pneumatic Ventricular Assist Device with Mesh Deformation and Immersed Body Techniques – Investigations of Stagnation Zones, IFMBE Proc., Budapest, Hungary, 2011
[4] Bochenek A., Reicher M. Human Anatomy, Vol. III. Warsaw, PZWL, 1974
[5] Jóźwik, K., Obidowski, D.: Numerical simulations of the blood flow through vertebral arteries, J. Biomech. 43, 177–185, 2010
[6] Jodko D., Obidowski D., Reorowicz P., Jóźwik K., Simulations of the blood flow in the arterio-venous fistula for haemodialysis, Acta of Biomechanics and Bioengineering, Vol. 16, 69-74, 2014

Małgorzata JOHN, Wojciech SKARKA, Instytut Podstaw Konstrukcji Maszyn, Politechnika Śląska, Gliwice

ZASTOSOWANIE ANALOGII BIOLOGICZNEJ DO KSZTAŁTOWANIA POSTACI KONSTRUKCYJNEJ ELEMENTÓW NOŚNYCH URZĄDZENIA EGZOSZKIELETOWEGO

Streszczenie: W pracy omówiono jeden z problemów pojawiających się przy konstruowaniu egzoszkieletu. Omówiono możliwość zastosowania konstrukcji lekkich. Dokładniej skupiono się na strukturze opartej na budowie kości, strukturze typu sandwicz z rdzeniem typu pianoaluminium oraz na strukturze typu plaster miodu. Przedstawiono przeprowadzone już badania numeryczne oraz planowane. Na podstawie otrzymanych wyników zaproponowano wprowadzenie wzmocnień każdej ze struktur.

Słowa kluczowe: egzoszkielet, metale spienione, analogie biologiczne, tkanka kostna

1. WSTĘP

W pracy omówiono zagadnienie wykorzystania analogii biologicznych przy projektowaniu struktury elementów nośnych urządzenia egzoszkieletowego. Problemem, który wyniknął w trakcie badań, jest ciężar całego urządzenia. Konsekwencją dużej masy jest potrzeba silników o większej mocy, a co za tym idzie, duże zużycie energii.

W celu zmniejszenia masy różnych urządzeń stosuje się tzw. konstrukcje lekkie. Najczęściej składają się z dwóch rodzajów materiałów, tworząc konstrukcję typu sandwich. Celem tego zabiegu jest selektywne przenoszenie obciążeń. Powłoki nośne usztywnione są wypełnieniem o różnej postaci. W swojej strukturze posiadają one cząstki powietrza, dzięki czemu następuje poprawa wyników. Metale spienione w konstrukcjach lekkich pełnią między innymi funkcje stabilizacyjną układu. Ich właściwości wytrzymałościowe nie są na takim poziomie jak w przypadku tego samego stopu bez dodatku cząstek tlenu, jednak otrzymywane wartości są zadowalające i dlatego są stosowane. Postanowiono sprawdzić, jak tego typu materiały sprawdzą się przy konstruowaniu elementów nośnych urządzenia egzoszkieletowego. Można wnioskować, że zastosowanie takich rozwiązań znacząco zmniejszy całkowity ciężar urządzenia, trzeba jednak pamiętać o równoczesnym zachowaniu odpowiednio wysokich właściwości wytrzymałościowych konkretnych elementów konstrukcji.

W trakcie modelowania postaci elementów nośnych egzoszkieletu pojawiają się problemy związane ze stopniami swobody oraz sposobem umiejscowienia ich na ciele człowieka. Zbyt duże uproszczenie elementów odpowiadających stawom zmniejszy możliwości ruchowe użytkownika. Elementy nośne muszą przenosić ciężar człowieka oraz kilka dodatkowych kilogramów bagażu.

Rozważania dotyczą trzech wybranych rozwiązań. W pierwszej części omówiono model struktury wewnętrznej tkanki kostnej człowieka zbudowany na podstawie próbki pobranej z kości udowej człowieka. Zaproponowano przyjęcie go jako wzoru struktury wewnętrznej

elementów nośnych urządzenia. W kolejnym kroku przedstawiono pianoaluminium – materiał, którego właściwości sprawiają, że jest on proporcjonalnie lekki i równocześnie wytrzymały. Jego porowata struktura nawiązuje w analogii do struktury tkanki kostnej. Ostatnie zaproponowane rozwiązanie dotyczy struktury określanej mianem *plastra miodu*. Wszystkie zaproponowane rozwiązania cechują się proporcjonalnie małym ciężarem i dużą wytrzymałością. Obie te cechy są bardzo przydatne przy konstruowaniu urządzenia egzoszkieletowego.

2. BIOLOGICZNE ANALOGIE

2.2. Model tkanki kostnej

Kość udowa w swej środkowej części ma przekrój rurowy, co daje jej, przy tak niewielkim przekroju, duże własności wytrzymałościowe. W górnej części znajduje się głowa kości udowej, która zbudowana jest z kości zbitej, podobnie jak szyjka [1]. Kości, jako materiały kompozytowe, zawierają różnego rodzaju wtrącenia, które, z technicznego punktu widzenia, można sklasyfikować jako rozproszone wtrącenia, włókna, warstwy lub nawet trójwymiarowe kratownice. Zapewniają one wytrzymałość na działanie naprężeń stycznych i normalnych, a szczególny sposób zapobiega propagacji pęknięć.

Na podstawie przeprowadzonej wcześniej próby trójpunktowego zginania przyjęto moduł sprężystości o wartości 15 GPa. Analizowano wpływ elementów czworościennych z kwadratową lub linową funkcją kształtu oraz bryłowych 8-węzłowych z kwadratową lub linową funkcją kształtu. Zmieniano również rozmiary elementów (gęstość siatki). Na podstawie analizy otrzymanych wyników symulacji numerycznej jako optymalny wybrano model składający się z elementów bryłowych 8-węzłowych z liniową funkcją kształtu oraz wymiarem 0,4 mm [2,3,4].

Tabela 1. Modele próbek

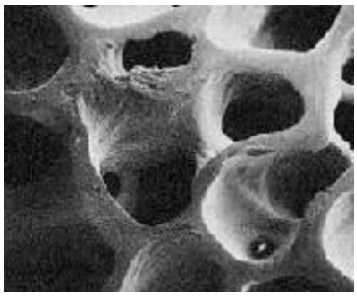
Model	Rodzaj elementu	Rozmiar elementu [mm]	Liczba węzłów	Liczba elementów
kostka1	Hex8	0.5	6562	5121
kostka2	Tet10	0.5	59754	40729
kostka3	Tet4	0.5	8170	40729
kostka4	Tet4	1	1112	4357
kostka5	Tet4	0.2	115091	643922
kostka6	Hex8	1	1026	641
kostka7	Hex8	0.2	88642	80001
kostka8	Hex20	0.5	24706	5121
kostka9	Hex8	0.4	12222	10001
kostka10	Hex8	0.25	46530	40961

W trakcie opracowywania modelu zauważono, że gęstość podziału i rodzaj zastosowanych elementów mają wpływ na otrzymywane rozkłady naprężeń i przemieszczeń. Jednak zwiększanie stopni swobody elementów poprzez zastosowanie kwadratowych funkcji kształtu (elementy typu Tet10 i Hex20) nie wpływało znacząco na poprawę otrzymywanych wyników, a równocześnie znacząco zwiększało czas obliczeń. Sprawdzano również jaki wpływ ma zmiana rozmiaru elementów (gęstość siatki) na wyniki.

Tabela 2. Wyniki symulacji próby trójpunktowego zginania przy przyłożonej sile 360N

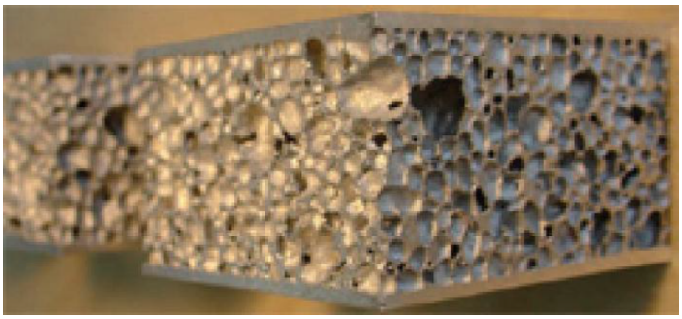
Nr modelu	f_y [mm]	f_z [mm]	σ_{red} [MPa]	σ_y [MPa]
1	0,625	0,239	476	57,7
2	0,713	0,256	1460	177
3	0,664	0,00288	305	5,77
4	0,589	0,217	246	8,78
5	0,725	0,267	811	4,16
6	0,852	0,319	343	34,5
7	0,731	0,268	1310	161
8	0,688	0,253	974	82,1
9	**0,717**	**0,262**	**599**	**73,4**
10	0,695	0,255	984	121

Kość w swojej budowie wewnętrznej jest niejednorodna pod względem rozmieszczenia komórek oraz ich rodzaju. W przypadku modelu numerycznego skupiono się tylko na części korowej kości udowej człowieka. Kość gąbczasta przede wszystkim pełni funkcję krwiotwórczą. Dlatego też proponując strukturę tkanki kostnej (rys. 1) jako strukturę wewnętrzną elementów nośnych egzoszkieletu, pominięto w budowie modelu numerycznego strukturę istoty gąbczastej. Ułożenie komórek wewnątrz struktury korowej jest zależne od obciążeń, jakie przenosi w danym miejscu kość. W przedstawionym podejściu przyjęto jednorodny izotropowy model materiału tkanki kostnej. W symulacjach zaawansowanych w procesie budowy modelu numerycznego należy skorzystać z danych uzyskanych np. z badań tomograficznych i systemu MIMICS w celu uwzględnienia niejednorodności tkanki kostnej. Prowadzone przez nas badania nie wymagają posiadania tak dokładnych wyników w tym zakresie.



Rys. 1. Architektura kostna [5]

2.1. Struktura typu sandwich oparta na pianoaluminium

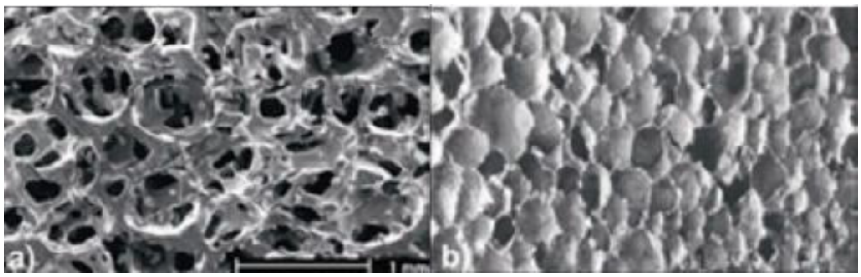


Rys. 3. Płyta typu sandwich [6]

Wzorując się na analogii do struktury tkanki kostnej zaproponowano pianioaluminium i postanowiono sprawdzić właściwości spienionego materiału. Jest to materiał porowaty o gęstości w zakresie 0,08 – 0,85 g/cm^3. W zależności od producenta moduł sprężystości

podawany jest w zakresie od 0,1 GPa do 5 GPa.. Jego struktura zależy od stosowanej technologii i może cechować się zamkniętymi lub otwartymi porami (rys. 2). Spieniania roztopionego metalu można dokonywać za pomocą: wdmuchiwania gazu do ciekłego metalu, stosowania środka porotwórczego uwalniającego gaz, wydzielania rozpuszczonego gazu. Jako gaz stosowane jest powietrze, argon i azot.

W przypadku urządzenia egzoszkieletowego spienione aluminium charakteryzuje się między innymi korzystnym stosunkiem sztywności do gęstości. Materiał ten również w odniesieniu do swojej masy wykazuje wysoką zdolność absorpcji energii i stabilizuje otaczającą strukturę powłokową tak, że właściwości takiego układu przewyższają właściwości mechaniczne poszczególnych jego komponentów. Przy obciążeniach prowadzących np. do wyboczenia nie obserwuje się spadku możliwości obciążenia, a można nawet zaobserwować, że poziom siły pozostaje wysoki, również przy większych przemieszczeniach i odkształceniach.



Rys. 2. Struktury pianoaluminium: a) z otwartymi porami, b) z zamkniętymi porami [6]

W celu zagwarantowania odpowiednich własności spienionego materiału umieszcza się go pomiędzy dwoma płytami innego metalu tworząc konstrukcję typu sandwich (rys. 3). Najkorzystniejszym połączeniem są płyty ze stopu metalu oraz spieniona forma tego samego stopu. Dzięki temu zespoleniu otrzymujemy lepsze właściwości przeciwkorozyjne niż w przypadku łączenia aluminium z innym metalem. Jednym ze sposobów łączenia płyt i spienionej formy, jest wtłaczanie jej po wysokim ciśnieniem, lub ściskanie przy użyciu stosunkowo dużej siły.

2.3. Struktura plastra miodu

Stosunkowo lekką i wytrzymałą konstrukcją jest struktura oparta na analogi do plastra miodu. Wykorzystuje się ją w różnych dziedzinach życia, znajduje zastosowanie przy konstrukcji coraz to nowych urządzeń. W związku z tym prowadzone są badania nad ulepszeniem postaci geometrycznej komórek wewnętrznych oraz własności materiałów składowych. W celu wzmocnienia konstrukcji zamierza się wprowadzić wzmocnienia wewnątrz struktury będące innym materiałem.

W przypadku tej struktury mamy do czynienia z tym samym zagadnieniem, co przy pianoaluminium – sposób zamknięcia. W tym przypadku planowane jest uszczelnienie jej za pomocą dwóch warstw – górnej i dolnej, tworząc konstrukcje typu sandwich. W wielu przypadkach stosuje się inne materiały na płyty oraz wkład. Ma to na celu połączenie ich właściwości. W trakcie symulacji użyto tego samego materiału do obu części. Głównym celem tego zabiegu jest możliwość drukowania poprzez szybkie prototypowanie od razu całych elementów.

Naukowcy z Karlsruhe Institute of Technology (KIT) w Niemczech wytworzyli za pomocą litografii laserowej materiał, który posiada gęstość niższą od wody, która wynosi 0,81 g/cm^3, a jego wytrzymałość na ściskanie równa 280 MPa jest porównywalna z analogiczną wartością dla niektórych gatunków stali [8]. Niemieccy naukowcy

przeanalizowali kilka koncepcji struktur oraz materiałów (Tabela 4). Najlepsze wyniki otrzymano dla struktury typu „plaster miodu" z pełnymi ściankami.

Opierając się na tych badaniach można przyjąć, że odpowiednio dobrana geometria elementów składowych *plastra miodu* i odpowiednio dobrany materiał bardzo dobrze sprawdzą się jako składowe elementów nośnych urządzenia egozszkieletowego (rys. 5).

Tabela. 4. Parametry materiałowe zaczerpnięte z literatury [8]

Typ konstrukcji	Grubość, nm	Powietrze, %	Lity, %	Materiał lity		Gęstość, kg/m^3	Wytrzymałość na ściskanie, MPa	Średnia właściwa wytrzymałość na ściskanie, MPaxkgxm^{-3}
				Poly., %	Al_2O_3, %			
	0	67.2	32.8	100	0	420 ± 29	$67.1^{+3.0}_{-3.1}$	0.160
	10	66	34.0	96.7	3.3	463 ± 31	$109.6^{+8.5}_{-3.0}$	0.237
	50	61.6	38.4	85.4	14.6	633 ± 40	$158.4^{+1.5}_{-1.2}$	0.250
	200	44.8	55.2	59.5	40.5	1,270 ± 74	318.3^{+18}_{-21}	0.251
	10	63.8	36.2	93.7	6.3	519 ± 35	$165.7^{+3.0}_{-3.1}$	0.319
	50	54.8	45.2	75	25.0	863 ± 53	$273.6^{+7.9}_{-4.8}$	0.317

Właściwości tego typu struktury wpłyną na zmniejszenie ciężaru egzoszkieletu, potrzebnej mocy silników napędowych oraz zużycie energii. Można również wnioskować, że w efekcie końcowym również zostanie zmniejszony koszt całkowity urządzenia.

Struktura typu „plaster miodu" wykazuje również inne właściwości, które mogą okazać się przydatne w egzoszkielecie. Materiały, do których dodano cząstki powietrza tzw. spienione metale, wykazują zdolność do tłumienia drgań i poprawiają stabilność całego układu. Zaletą tę struktury jest więc również dźwiękochłonność [9]. Może okazać się to przydatne przy wytłumianiu odgłosów silników, aby urządzenie pracowało jak najciszej.

3. PODSUMOWANIE

Głównym celem tych badań jest zmniejszenie wagi egzoszkieletu kończyny dolnej. Dzięki temu będzie można zastosować silniki o mniejszej mocy, a co za tym idzie będzie mniejsze zużycie energii. Równocześnie trzeba kontrolować wytrzymałość i sposób przenoszenia obciążeń. Dodatkową zaletą materiałów, w skład których wchodzą cząstki powietrza, jest stabilizacja całego układu. Istnieje ryzyko, że przy zmniejszaniu ciężaru urządzenia nastąpi moment, że trzeba będzie zwiększyć jego objętość, by dalej mógł pełnić swoje funkcje. Zwiększenie wymiarów wpłynie niekorzystnie na funkcjonalność egzoszkieletu. Przykładem konstrukcji lekkiej w naturze są kości człowieka, które składają się z kości korowej i gąbczastej. Jest to analogia do struktury typu sandwich. Struktura ta dostosowuje się do

rodzaju przenoszonych obciążeń i jest różna w swojej długości. Można to zastosować w elementach nośnych.

W następnym etapie badań zamierza się drukować elementy z wykorzystaniem szybkiego prototypowania w celu zweryfikowania wyników symulacji numerycznej na maszynie wytrzymałościowej.

Struktury lekkie nie posiadają potrzebnej wytrzymałości i mogą nie sprawdzić się jako elementy nośne. Planowane jest więc wprowadzenie do ich struktury dodatkowych wzmocnień, które zwiększą wytrzymałość całego zespołu.

LITERATURA

[1] Biomechanika, Skrypt Politechniki Gdańskiej
[2] Kokot G.: Wyznaczanie własności mechanicznych tkanek kostnych z zastosowaniem cyfrowej korelacji obrazu, nanoindentacji oraz symulacji numerycznych, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2013
[3] Keaveny T.M.z, Morgan E.F., O.C. Yeh: Bone Mechanics. w: M. Kutz (Ed.): Standard handbook of biomedical engineering and design. McGraw-Hill, 2004
[4] Będziński R., Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane, Oficyna Wydawnicza Pol. Wrocławska, Wrocław 1997
[5] Godek P.: Architektura funkcjonowania szkieletu – możliwości Chiropraktyki, http://www.chiropraktycy.pl/p3.html
[6] Oczoś K.: Pianoaluminium – właściwości, wytwarzanie, zastosowanie, Mechanik nr 5-6, 2010
[7] Hanssen A. G., Enstock L., Langseth M.: Close-range blast loading of aluminium foam panels, International Journal of Impact Engineering 27, 2002, str. 593–618
[8] Bauer J., Hengsbach S., Telari I., Schwaiger R., Kraft O.: High-strength cellular ceramic composites with 3D microarchitecture, PNAS, 2014
[9] Turkiewicz J.: Własności dziwiękochłonne struktur warstwowych typu „plaster miodu", Czasopismo Techniczne, Wyd. Politechniki Krakowskiej, 2007, str.105-114.

APPLICATION TO BIOLOGICAL ANALOGYDEVELOPMENT OF THE FORM OF STRUCTURAL BEARING COMPONENTS EXOSKELETON

Abstract: This paper discusses one of the problems emerging in the design of the exoskeleton. Discussed the possibility of lightweight construction. More specifically focuses on the structure based on the bone structure, a sandwich-type structure with a core foam aluminum and type honeycomb structure. The paper presents numerical studies have been carried out and planned. On the basis of the results proposed the introduction of reinforcements for each property.

Jacek JURKOJĆ, Robert MICHNIK, Katarzyna Jochymczyk-Woźniak, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice
Aleksander ZAGÓRSKI, Katedra i Zakład Anatomii Prawidłowej, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach
Małgorzata OLENKOWICZ, SKN Biokreatywni, Politechnika Śląska, Gliwice

METATARSALGIA – POMIARY NACISKU STOPY NA PODŁOŻE

Streszczenie: W pracy przedstawiono analizę nacisku stopy na podłoże dla 7 zdrowych osób oraz 4 osób z paluchem koślawym. Badania dynamiczne przeprowadzono przy użyciu bieżni firmy Zebris. Na podstawie raportów wygenerowanych przez oprogramowanie dokonano oceny wpływu metatarsalgii na rozkład nacisku stopy na podłoże. Uzyskane wielkości dotyczące chodu, mapy nacisku stopy na podłoże oraz wielkości opisujące trajektorię środka nacisku otrzymane dla osób z paluchem koślawym, porównano z wynikami osób zdrowych.

Słowa kluczowe: biomechanika, metatarsalgia, paluch koślawy

1. WSTĘP

Metatarsalgia jest to termin wskazujący na zaistniały ostry lub przewlekły ból w przedniej części stopy. Dolegliwości bólowe występują w okolicach jednego lub kilku połączeń śródstopno-paliczkowych (MTP), powstają na skutek nieprawidłowego funkcjonowania oraz uszkodzenia struktur anatomicznych należących i współpracujących ze stawem [5]. Uwzględniając etiologię, patogenezę oraz złożone aspekty kliniczne metatarsalgię można podzielić na trzy zasadnicze rodzaje: metatarsalgię pierwotną, wtórną oraz jatrogenną [2]. Jedną z przyczyn powstania metatarsalgii pierwotnej jest zniekształcenie przodostopia, które występuje w obrębie pierwszego stawu śródstopno-paliczkowgo, zwane paluchem koślawym. W płaszczyźnie podłoża paluch poddany jest rotacji zewnętrznej w okolicach stawu MTP, natomiast w płaszczyźnie czołowej rotacji przeciwnej, czyli wewnętrznej [7]. W schorzeniu tym często pojawia się również bolący guz, znajdujący się po stronie przyśrodkowej kości śródstopia [9]. Ze względu na powszechność oraz skutki metatarsalgii, dotychczas przeprowadzono wiele badań, pokazujących przyczyny powstawania tych dolegliwości [4][8]. W niniejszej pracy dokonano analizy rozkładu nacisku stopy na podłoże u osób zdrowych oraz pacjentów z paluchem koślawy podczas chodu z różnymi prędkościami.

2. METODYKA BADANIA

Badanie przeprowadzono w Katedrze Biomechatroniki Wydziału Inżynierii Biomedycznej w Zabrzu. Przebadano 7 zdrowych osób w wieku od 21-23 lat w celu określenia wzorca prawidłowego chodu oraz 4 osoby z metatarsalgią. Na podstawie dokumentacji klinicznej zdiagnozowano u osób z bólem śródstopia schorzenie palucha koślawego. Czynności

pomiarowe wykonano przy użyciu bieżni firmy Zebris. Bieżnia wyposażona jest w czujniki tensometryczne (ponad 7000), które tworzą powierzchnię pomiarową o wymiarach ok. 100X50cm oraz umieszczone są pod taśmą transmisyjną.

Analiza chodu oraz rozkładu nacisku stopy na podłoże możliwa jest dzięki oprogramowaniu WinFDM-T. Wykorzystanie funkcji zmiany prędkości bieżni, pozwala na zbadanie różnych prędkości chodu badanych osób. Każdy pomiar trwał 30 sekund. Dla osób z paluchem koślawym dokonano pomiarów rozkładu nacisku stóp na podłoże podczas chodu z prędkością 2,3 i 4km/h, z kolei u osób zdrowych z prędkością chodu równą 2,3,4 i 6 km/h. Na podstawie wykonanych pomiarów w programie istnieje możliwość wygenerowania raportów zawierających opracowanie wyników badań.

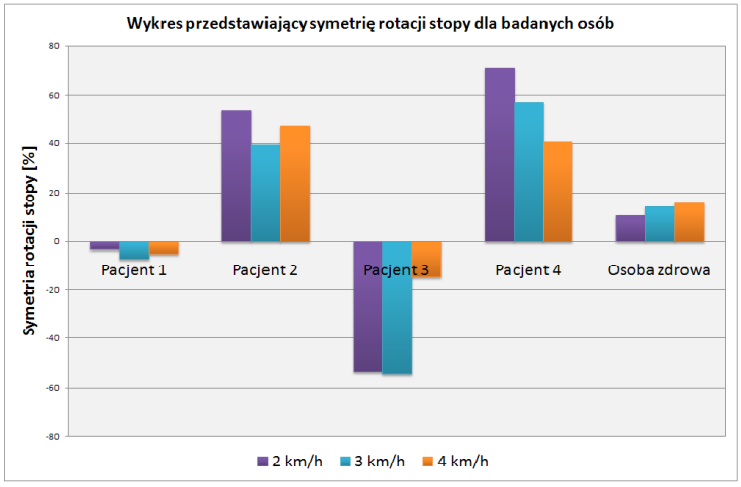
Na podstawie raportów porównano uzyskane wyniki dla osób zdrowych oraz z deformacją palucha. Analizie poddano wielkości dotyczące chodu tj.: rotacja stopy, długość kroku, czas kroku, czas trwania fazy podporowej, fazy dwupodporowej, fazy przeciążenia, pojedynczego podparcia, fazy propulsji, fazy wymachowej, a także szerokość kroku, długość podwójnego kroku, czas podwójnego kroku. Porównano również mapy rozkładu nacisku stopy na podłoże oraz wielkości opisujące trajektorię środka nacisku stopy na podłoże, czyli długość linii chodu, linię pojedynczego podparcia oraz symetrię boczną.

3. WYNIKI

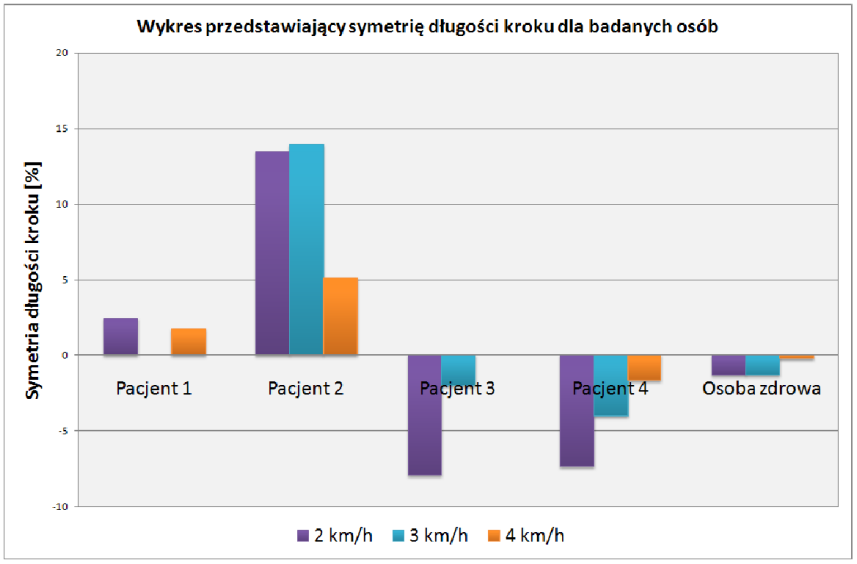
Spośród wszystkich wielkości opisujących chód, największe różnice w wynikach pomiędzy osobami zdrowych oraz z deformacją palucha widoczne są w rotacji stóp. Największa symetryczność w stawianiu stóp podczas chodu występuje u osoby zdrowej oraz u pacjenta 1. Większa rotacja prawej stopy występuje u pacjenta 2 i 4, w porównaniu z lewą kończyną. Z kolei u pacjenta 3 widoczna jest zwiększona rotacja lewej stopy (Rys.1). Również znaczne asymetrie widoczne są w długości kroku (Rys. 2).

Analizując Rys.3, będący wynikiem jednej z przebadanych osób z paluchem koślawym i jednej osoby zdrowej, widać różne wzorce rozkładu nacisku stopy na podłoże. Przede wszystkim u pacjenta z paluchem koślawym w okolicach przodostopia widoczne są duże kumulacje nacisku osiągające 32 N/cm^2. Dodatkowo porównując obciążenie prawej i lewej stopy można zauważyć dużą asymetrię. Wyniki osoby chorej w znacznym stopniu odbiegają od wyników osoby zdrowej, u której obciążenia są znacznie mniejsze – najbardziej obciążonym miejscem jest pięta, gdzie wartości nacisku nie przekraczają 23 N/cm^2.

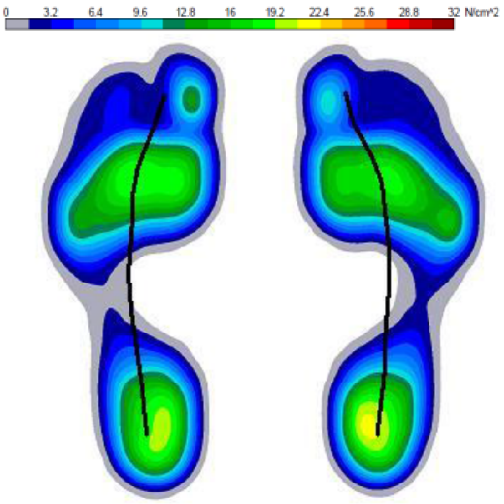
Widoczne są również asymetrie w przebiegu środka nacisku stopy na podłoże u osoby zdrowej i z paluchem koślawym (Rys. 3 i Rys. 4).



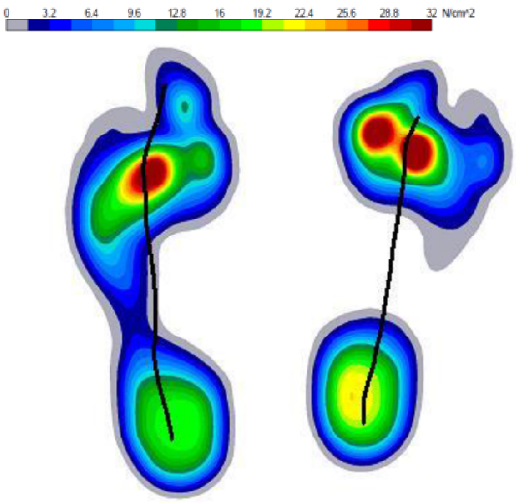
Rys. 1 Symetria rotacji stóp u osób z paluchem koślawym oraz u osób zdrowych podczas chodu z prędkością 2,3 i 4km/h



Rys. 2 Symetria długości stawianych kroków u osób z paluchem koślawym oraz u osób zdrowych podczas chodu z prędkością 2,3 i 4km/h

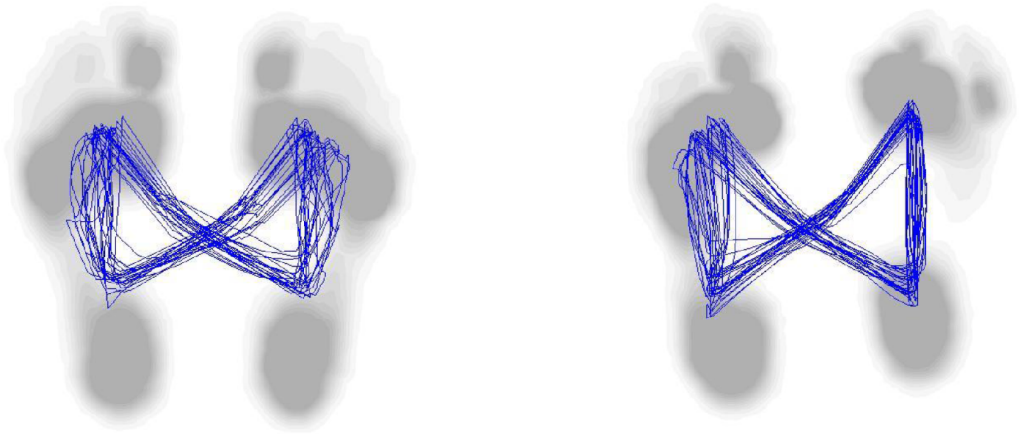


a)



b)

Rys. 3 Wartości średnie rozkładu nacisku prawej i lewej stopy na podłoże przy prędkości chodu 3 km/h a) dla osoby zdrowej, b) dla pacjenta z paluchem koślawym



a) b)

Rys. 4 Przebieg położenia środka nacisku na podłoże (tak zwany Motyl) u osoby a) zdrowej i b) z paluchem koślawym

4. DYSKUSJA

Dolegliwości bólowe występujące w okolicach stawu śródstopno-paliczkowego, określane mianem metatarsalgii stanowią ważny problem wśród społeczeństwa. Powstają na skutek pogorszenie funkcji oraz zmiany struktury anatomicznej stopy. Pojawiające się dolegliwości często występują na skutek deformacji palców, m.in. palucha koślawego. Przeprowadzone badania dynamiczne przy pomocy bieżni firmy Zebris u pacjentów z paluchem koślawym, jak i u osób zdrowych, dostarczają wiele informacji o wielkościach charakterystycznych dla chodu oraz o rozkładzie nacisku stopy na podłoże. Uzyskane wyniki wskazują, w jaki sposób zmieniają się badane wielkości pod wpływem deformacji dużego palucha. Zaletą przeprowadzania badań na bieżni, jest możliwość dokonywania pomiarów dla dowolnego dystansu przy określonej prędkości chodu.

W ramach badań przeprowadzono analizę zbiorczą wszystkich przebadanych osób oraz analizowano indywidualnie każdy przypadek. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, że pod wpływem deformacji palucha koślawego wzrosła rotacja stopy podczas chodu. Rotacja stopy przyjmuje różne wartości u osób chorych, ze względu na różny stopień zaawansowania choroby.

Analiza takich wielkości charakterystycznych dla chodu jak: długość kroku, czas kroku, szerokość kroku, czas podwójnego kroku oraz długość podwójnego kroku wykazała, że podstawowym odstępstwem od prawidłowego wzorca chodu jest asymetria pomiędzy stroną prawą i lewą.

Zmianie ulegają również przebiegi środka nacisku stóp na podłoże (tzw. parametrów motyla). W wynikach analizowanego pacjenta widoczne jest wydłużenie linii biegnącej wzdłuż stopy jak również asymetria pomiędzy kończynami.

Do oceny zaistniałych zmian funkcjonalnych oraz strukturalnych powstałych na skutek deformacji palucha wykorzystuje się również analizę rozkładu nacisku stopy na podłoże. W badaniach przeprowadzonych zarówno w warunkach statycznych jak i dynamicznych w 2001 wykazano, że u osób otyłych występuje zdecydowanie większy nacisk stopy na podłoże w każdym jej regionie, w porównaniu z osobami z prawidłową masą ciała [3]. W późniejszych latach sprawdzano również różnice w nacisku u kobiet oraz mężczyzn. Istnieją rozbieżności w uzyskanych wynikach pomiędzy różnymi autorami. Na podstawie niektórych wyników nie znaleziono różnic w rozkładzie nacisku w zależności od płci.

U mężczyzn stwierdzono jedynie większą obciążoną powierzchnię stopy podczas chodu [1]. Z kolei inni autorzy wykazali u kobiet większe obciążenia w okolicach palucha [6].

Porównując otrzymane wyniki rozkładu nacisku stopy na podłoże u osób zdrowych, widoczne są największe obciążenia w okolicach kości piętowej, głów kości śródstopia oraz kości dużego paliczka, natomiast u pacjentów w okolicach kości śródstopia. Trajektoria środka nacisku stopy u pacjentów rozpoczyna się w miejscu kości klinowatej, natomiast u osób zdrowych w obszarach kości piętowej. Ze względu na deformację dużego palucha, poddawany jest on zdecydowanie mniejszym obciążeniom. We wcześniejszych badaniach otrzymano podobne wyniki rozkładu nacisku stopy na podłoże u osób z paluchem koślawym [4].

Na podstawie uzyskanych wyników, można stwierdzić, że u osób z paluchem koślawym występuje znaczny wzrost przenoszonych obciążeń przez kości śródstopia. Ma to niewątpliwie istotne znaczenie przy powstawaniu dolegliwości bólowych. Dodatkowo zauważono u tych osób wzrost asymetrii w wielkościach opisujących chód. Jest to istotną wskazówką dla fizjoterapeutów, którzy po przeprowadzonej korekcji palucha koślawego powinni zwrócić szczególną uwagę na właściwą rehabilitację tak, aby wyeliminować nabyte niewłaściwe wzorce chodu. Określenie wzorców ruchu dla osób z paluchem koślawym wymagać będzie przeprowadzenia badań na większej grupie.

LITERATURA

[1] Abboud R.J, Arnold G.P., Putti A.B.: Foot pressure differences in men and women, Foot and Ankle Surgery 16, © Elsevier for the European Foot and Ankle Societies, 2010, str. 21-24
[2] Bardelli M., Turelli L., Scoccianti G.: Definition and classification of metatarsalgia, Foot and Ankle Surgery 9, © Elsevier Science, 2003, str. 79-85
[3] Bar-Or O, Hennig E.M., Hills AP, McDonald M.: Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis, International Journal of Obesity 25, © Nature Publishing Group 2001, str. 1674-1679
[4] Ding Q., Sun W., Wang Q., Wei K., Wen J., Yu Z.: Adaptive changes of foot pressure in hallux valgus patients, Gait&Posture 36, © Elsevier Science, 2012, str. 344-349
[5] Fadel G.E., Rowley D.I.: Metatarsalgia, Current Orthopaedics 16, © Elsevier Science Ltd, 2001, str. 193-204
[6] Ferrari J., Watkinson D.: Foot pressure measurement differences between boys and girls with reference to hallux valgus deformity and hypermobility, Foot & Ankle International 9, Wydawnictwo American Orthopaedic Foot and Ankle Society, 2005, str. 739-747.
[7] Hensl H. E., Sands A. K.: Paluch koślawy, Foot and Ankle Surgery, © Elservier Urban & Partner, 2007 str. 115-120
[8] Ihnatouski M., Pauk J.: Analiza rozkładu nacisków pod stopą podczas chodu człowieka, Modelowanie Inżynierskie 38, Wydawnictwo Wydział Mechaniczno-Technologiczny, Politechnika Śląska, Gliwice, 2009, str. 161-165
[9] Marciniak W., Szulc A. (Praca zbiorowa): Wiktora Degi Ortopedia i rehabilitacja, Tom 1, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2006, str. 285-310

METATARSALGIA – PRESSURE DISTRIBUTION MEASUREMENT OF FEET ON THE GROUND

Abstract: The aim of our study was to carry out an analysis of the pressure distribution on the ground for 7 healthy persons and 4 patients with hallux valgus. Dynamic tests were performed using a treadmill Zebris. On the basis of obtained reports the assessment of the influence of Hallux Valgus disease on pressure distribution of foot on the ground was carried out. All results were compared with these obtained for healthy people.

Katarzyna KAPUSTKA, ATH Bielsko-Biała,
Maciej HAJDUGA, ATH Bielsko-Biała, WSID Ustroń,
Joanna WAŚ-SOLIPIWO, Instytut Badań i Rozwoju Motoryzacji BOSMAL Sp.z o.o

ODPORNOŚĆ KOROZYJNA SPOIN DRUTÓW ORTODONTYCZNYCH W ROZTWORACH FIZJOLOGICZNYCH

Streszczenie: Pojawienie się w organizmie żywym ciała obcego pobudza wiele mechanizmów mających na celu jego usunięcie. Gdy obca substancja, w tym przypadku drut metalowy, zostaje wykryta przez układ immunologiczny, organizm rozpoczyna produkcję antyciał o silnym działaniu utleniającym. Antyciała gromadzą się w pobliżu wszczepu i absorbują do biomateriału. Reakcja obronna organizmu staje się jedną z przyczyn degradacji biomateriałów. Stale austenityczne stosowane w medycynie należą do biomateriałów metalicznych szczególnie narażonych na niszczenie. Praca została poświęcona wpływowi środowiska korozyjnego na skuteczność zastosowanych połączeń spajających-naprawczych dla drutów NiTi.

Słowa kluczowe: korozja, druty ortodontyczne, spoina , lutowanie, zgrzewanie, spawanie, stopy NiTi, sztuczna ślina, sztuczna krew, płyn Ringera

1. WSTĘP

Według Vermilyea korozja metali jest raczej rzemiosłem niż nauką, w chwili obecnej rozporządzamy zbyt małym zasobem wiedzy, aby móc z wystarczającą pewnością przewidywać, jak poszczególny metal lub stop będzie się zachowywać w określonym środowisku. Decyzje co do wyboru odpowiedniego metalu, bywają opierane raczej na wynikach uprzednich doświadczeń i prób niż na podstawach naukowych. W dziedzinie korozji technologia istotnie wyprzedza teorię [1].

Spośród dużej liczby dostępnych metali z pamięcią kształtu jedynie niewiele z nich znalazło zastosowanie kliniczne. Wynika to z ostrych kryteriów stawianych implantom, a dotyczących spełnienia biologicznych wymogów [2,3].

Pierwsze badania nad biologiczną przyswajalnością stopów NiTi prowadzone na psach przez Castlemana i współpracowników wykazały ich korzystne zachowanie i możliwości stosowania jako implanty [4].

Biozgodne druty ortodontyczne stosowane do rekonstrukcji wadliwego zgryzu są wykonane z inteligentnych materiałów. Zjawisko to polega na pamięci kształtu. Oznacza, że odkształcony plastycznie w niższej temperaturze stop odzyskuje swój początkowy kształt w temperaturze wyższej. Łuki ortodontyczne ze względu na swoje przeznaczenie ulegają częstym uszkodzeniom. Aplikacja w wymagających warunkach jamy ustnej zmusza do poszukiwania skutecznego sposobu ich reperacji [5].

Jednoczesne oddziaływanie czynnika korozyjnego oraz naprężeń ściskających i rozciągających powoduje, że wytrzymałość konstrukcji metalowej zmniejsza się. Należy

spodziewać się szybszego niszczenia elementów stalowych stosowanych w przypadku dużych obciążeń m.in. w ortodoncji, chirurgii twarzowo-szczękowej, ortopedii, traumatologii [6].

2. CEL I ZAKRES PRACY

Celem pracy była ocena wpływu środowiska korozyjnego na skuteczność zastosowanych połączeń reperujących druty NiTi jak również określenie wpływu korozji na ciągłość połączenia, które z różnych przyczyn uległy uszkodzeniu. Połączenia wyżej wymienionych materiałów metalicznych dokonano takimi metodami jak spawanie (w osłonie argonu metodą Denta Puk), zgrzewanie , oraz lutowanie (z wykorzystaniem lutowia CoCrMo).

Zakres pracy obejmuje badania metalograficzne makroskopowe i mikroskopowe struktur połączenia. Wykorzystany został materiał NiTi o różnym składzie chemicznym dwóch producentów: Rematitan- Dentaurum oraz Ortho Organizers- Nitanium. Wykonano także badania twardości materiału rodzimego i spoiny w ocenie aplikacji połączenia w miejscu reperacji.

Próbki poddano badaniom korozyjnym. Elektrochemiczne pomiary stałoprądowe do oceny odporności korozyjnej polegały na rejestrowaniu krzywych polaryzacyjnych w konwencjonalnym układzie trójelektrodowym według PN-EN ISO 10271. Fizjologiczne środowisko korozyjne uzyskano poprzez wykorzystanie sztucznej śliny, płynu Ringera oraz sztucznej krwi.

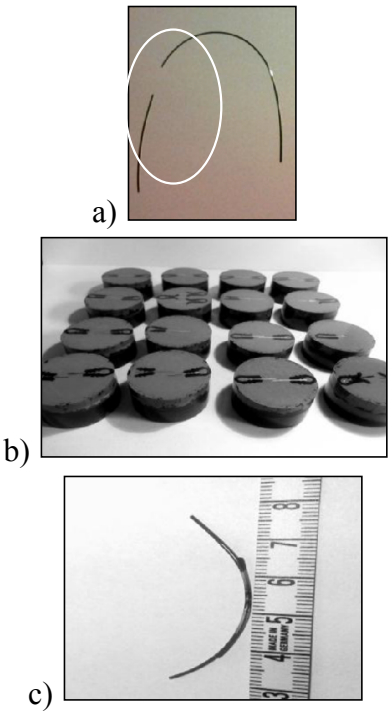
3. MATERIAŁ DO BADAŃ

Materiał do badań stanowiły druty ortodontyczne, tj. stopy niklowo- tytanowe. Druty wykonane ze stopów NiTi (rys.1) to Rematitan- Dentaurum®, oraz Nitanium – Ortho-Organizers®. Druty o przekroju prostokątnym (0,48 mm ×0,65 mm) które uległy zniszczeniu przedstawiono na rys.1a). Do wykonania statycznej próby rozciągania zastosowano drut o długości L_0= 150 mm. Próbki do pomiaru twardości zostały zainkludowane (rys.1b) w tworzywie sztucznym na długości 35 mm. W przypadku badań korozyjnych objęty został obszar spojenia, oraz strefy wpływu ciepła na długości 0,5 mm (rys.1c). Powierzchnie zostały odpowiednio przygotowane zgodnie z normami (PN-EN 1321 2000, PN-84/H-04507.01, PN-EN 1002-1:2004,PN-EN ISO 10271) dla poszczególnych badań.

Tabela 1. Analiza chemiczna wybranych drutów ortodontycznych

Rodzaj drutu	Skład chemiczny , %			
	wg Standaryzacji		wg Analizy chemicznej	
	Ti	Ni	Ti	Ni
Rematitan	reszta	50-60	43,7	56,3
Nitanium	43,7	56,3	43,9	56,1

Uzyskane wartości dotyczące składu chemicznego (Tabela 1) są zbliżone do podanych przez producentów. Pomimo podobnych składów chemicznych drutów NiTi, wykazują one zróżnicowane właściwości korozyjne (wg Huanga).



Rys. 1. Próbki NiTi a) widok wadliwego łuku ortodontycznego, b) zainkludowane próbki zreperowanych NiTi, c) przygotowanie do badań korozyjnych

4. METODY ŁĄCZENIA DRUTÓW Z PAMIĘCIĄ KSZTAŁTU

Spawanie- drutów ortodontycznych NiTi przeznaczonych do badań przeprowadzono na spawarce typu DentaPuk. Długość objętej spoiny łukiem elektrycznym wyniosła 5 mm.

Lutowanie- Druty ortodontyczne zespolono lutowiem CoCrMo, w przedziale termicznym 1100-1200°C. Energię potrzebną do roztopienia lutowia uzyskano ręcznym palnikiem gazowym.

Zgrzewanie- W celu połączenia materiału do badań metodą zgrzewania, zostało wykorzystane urządzenie S-U- Dentafix, z zastosowaniem parametrów: natężenie prądu równe 4A, natomiast czas utrzymania elektrod na zgrzewanym elemencie to 0,4s.

5. BADANIA STRUKTURALNE

5.1. Badania makroskopowe

Do obserwacji makroskopowych wybrano najbardziej charakterystyczne próbki uzyskane metodą różnego połączenia drutów NiTi. Badania spoin dokonano za pomocą –mikroskopu stereoskopowego przy powiększeniu 20 razy. Wyniki obserwacji zamieszczono na rys.2.

Rys. 2. Badanie makroskopowe pow. 20×,
a) Spawanie w osłonie argonu, b) Lutowanie, c) Zgrzewanie

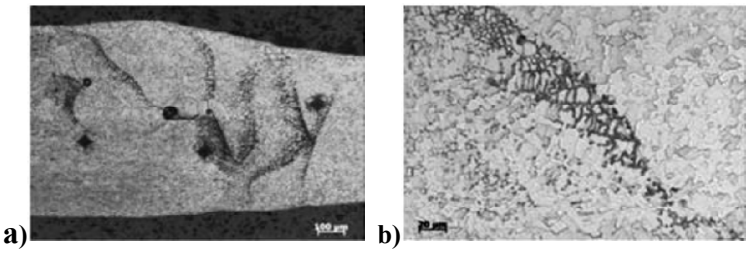
W połączeniu spawanym zaobserwować można dobrą jednorodność strukturalną. Brak nieciągłości sugeruje sprawne połączenie. Niewielki obszar strefy wpływu ciepła jest dodatkowym atutem tej metody.

W połączeniu lutowanym uwidoczniono zgrubienie w spoinie- destrukturyzację obszaru połączenia.

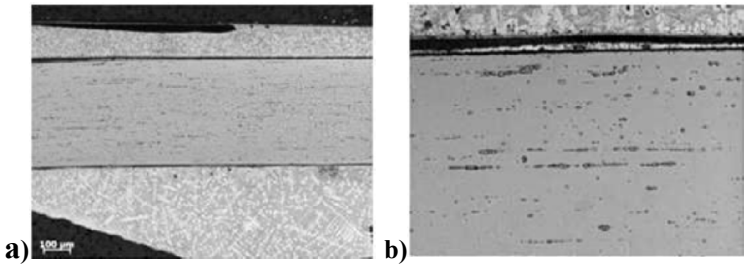
W połączeniu zgrzewanym, w niewytrawionej próbce widać nierówne rozmieszczenie punktów przyłożenia elektrody.

5.2. Badania mikroskopowe

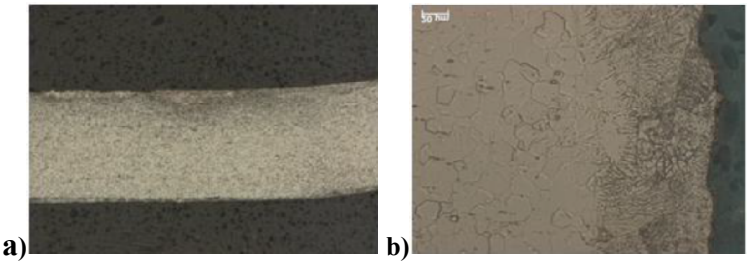
Badania mikroskopowe wykonano w celu oceny strukturalnej i ciągłości połączenia drutów NiTi spawanych, lutowanych i zgrzewanych. Zgłady do obserwacji przygotowano zgodnie z normą. Obserwowano za pomocą metalograficznego mikroskopu NEOPHOT 2, przy powiększeniu 100×, oraz 500×. Wyniki badań zamieszczono na rys. 3,4,5.



Rys. 3. Struktura połączenia NiTi metodą spawania w osłonie argonu, wytrawiona a) pow. 100×, b) pow. 500



Rys. 4. Struktura połączenia NiTi metodą lutowania, wytrawiona a) pow. 100×, b) pow. 500×



Rys. 5. Struktura połączenia NiTi metodą zgrzewania, wytrawiona a) pow. 100×, b) pow. 500×

Badania mikroskopowe spawanych łuków w osłonie argonu przy powiększeniu 100×(rys.3a) uwidoczniły ciemne miejsca, które świadczą o zanieczyszczeniach po granicach ziarn. Powiększenie 500× (rys.3b) przedstawia strukturę mieszaną; ziarna słupkowe oraz strukturę dendrytyczną w miejscach spojenia.

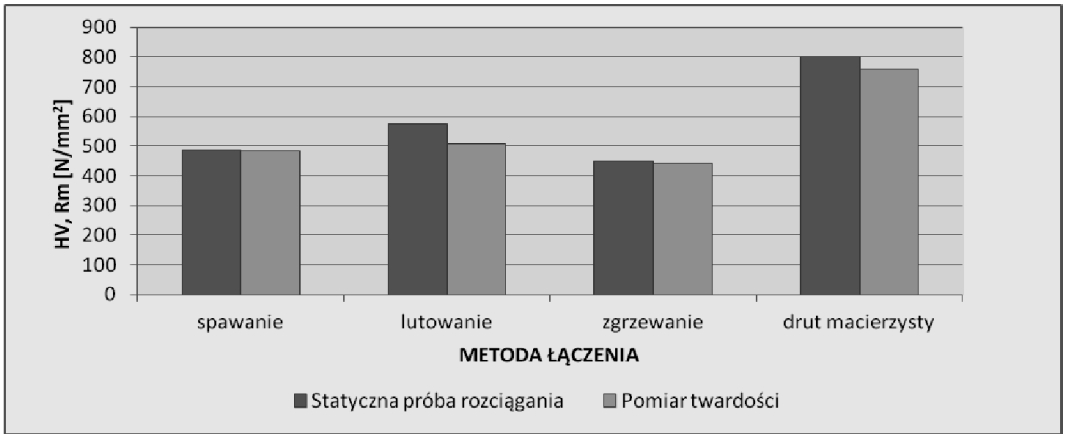
Na rysunku 4a zaobserwować można strukturę jednorodną drutu NiTi pow.100×. Lutowane powierzchnie drutu wykazały znaczy wpływ temperatury (pow. 500×) na

ujawnienie zanieczyszczeń (rys.4b) na strukturze. Lutowie posiada budowę dendrytyczną. Ze względów wytrzymałościowych połączenie nie spełnia oczekiwań.

Zastosowanie wysokich temperatur w przypadku zgrzewania dało efekt uzyskania struktury wybitnie martenzytycznej. Na rys.5b zaobserwowano deformację struktury w połączeniu.

6. BADANIA WYTRZYMAŁOŚCIOWE

Na podstawie przeprowadzonych badań- statyczna próba rozciągania i pomiar twardości- można wnosić, że najlepszy wynik uzyskuje połączenie lutowane. W osłonie argonu drutów ortodontycznych korzystny wynik można też wnosić do połączeń spawanych. Wyniki zamieszczono na rys.6



Rys. 6. Wartości wytrzymałości na rozciąganie i twardości wybranych połączeń

7. KOROZJA W PŁYNACH FIZJOLOGICZNYCH

W aspekcie badań korozyjnych zaobserwowano interesujące zależności pomiędzy rodzajem łączenia, a środowiskiem korozyjnym. Niektóre parametry reperacji przedstawiały niższe wartości korozyjne niż materiał podstawowy, wyniki badań przedstawiono w Tabeli 2.

Opór polaryzacji ukazuje charakter działania płynów ustrojowych. Najwyższe wartości uzyskano dla połączenia zgrzewanego w środowisku sztucznej krwi, oraz w płynie Ringera, natomiast w sztucznej ślinie wyższe wartości zaobserwowano dla łączeń drutów metodą spawania w osłonie argonu. Wyniki te świadczą, że dla tych połączeń agresywność danego środowiska jest mniejsza.

Potencjał stacjonarny określił szlachetność powierzchni miejsca reperacji. W krwi, oraz ślinie wyższe wartości potencjałów zaobserwowano dla połączenia spawanego w osłonie argonu. Natomiast w płynie Ringera najlepsze parametry uzyskało połączenie zgrzewane.

Tabela 2. Szybkość zachodzącej korozji w [mm/rok], oraz charakter działania płynów ustrojowych

METODA ŁĄCZENIA	Szybkość korozji [mm/rok]	Opór polaryzacji [kΩ]	Szybkość korozji [mm/rok]	Opór polaryzacji [kΩ]	Szybkość korozji [mm/rok]	Opór polaryzacji [kΩ]
	SZTUCZNA ŚLINA		PŁYN RINGERA		SZTUCZNA KREW	
SPAWANIE	0,0003	779,5	0,043	61,4	0,0166	50,5
LUTOWANIE	0,0626	1,7	-	-	0,0073	6,1
ZGRZEWANIE	0,0006	347,7	0,0019	308,6	0,0024	151,7
MATERIAŁ PODSTAWOWY	-	-	0,0238	2,9	0,25	2,99

8. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Na podstawie otrzymanych wyników badań nie można stanowić o doskonałości sposobu reperacji drutów ortodontycznych. Przemawia za tym duża zbieżność aspektów wytrzymałościowych i korozyjnych miejsca reperacji. Jednak można zasugerować, że przy doborze połączenia należy zwrócić uwagę na aspekty wytrzymałościowe, oraz względy środowiskowe. Uwzględnić należy nie tylko siły z jakimi zmagać się będzie połączenie, ale również otoczenie w jakim będzie użytkowany, aby zapewnić najwyższe bezpieczeństwo przed korozją, prowadzącą do metalozy wewnątrz organizmu.

LITERATURA

[1] HER-HSIUNG HUANG, YU- HUI CHUI, Ion release from NiTi orthodontic wires in artificial saliva with various acidities., Biomaterials, volume 24, issue 20, pages 3585–3592, 2003
[2] BOJARSKI Z., MORAWIEC H., Metale z pamięcią kształtu. PWN, Warszawa 1989,
[3] KAPUSTKA K., HAJDUGA M., Reperacja uszkodzonych drutów ortodontycznych w ocenie struktury połączenia . XLI Szkoła Inżynierii Materiałowej, AGH Kraków-Krynica, monografia s.237-240, 2013
[4] THIERRY B.,TABRIZIAN M.B., Effect of surface treatment and sterilization processes on the corrosion behavior of NiTi shape memory alloy, Journal of Biomedical Materials Research, volume 51, Issue 4, pages 685–693, 2000
[5] PLASKOTA T., BŁASZCZYK B., Elektrochemiczne badania korozji biomateriałów", Inżynieria Biomateriałów, R.7, nr 35-36, 2004
[6] RYDZEWSKA E., WOJNECKA M., Korozja drutów ortodontycznych typu Remanium o zróżnicowanej średnicy w roztworze sztucznej śliny w warunkach stanu zapalnego, WSID w Ustroniu, 2009

CORROSION RESISTANCE OF WELDABLE ORTHODONTIC WIRES IN PHYSIOLOGICAL LIQUIDS

Abstract: The appearance of the foreign matter in the organism stimulates many mechanisms aiming its elimination. So if the foreign substance, in this case the wire, is traced by immunological system, the organism starts production of anti-bodies of strong oxidizing functions. Antibodies consolidate near the implant and absorb into biomaterial. Defensive reaction of the organism is becoming one of the reasons of degradation of biomaterials. Austenitic steels, applied in medicine, belong to metallic biomaterials particularly exposed to damage. The work is devoted to the influence of corrosion environment on the structure and properties stability of NiTi wires after reparation.

Michał KAROLUK, Andrzej PAWLAK, Edward CHLEBUS, Katedra Technologii Laserowych Automatyzacji i Organizacji Produkcji, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław

WYKORZYSTANIE TECHNOLOGII PRZYROSTOWEJ SLM W PROCESIE PRZETWARZANIA STOPU TYTANU Ti-6AL-7Nb DO ZASTOSOWAŃ BIOMEDYCZNYCH

Streszczenie: Znaczący rozwój w ostatnich latach technologii selektywnej laserowej mikrometalurgii proszków przyczynił się do rozpoczęcia badań nad możliwościami zastosowania tej technologii do wytwarzania nowej generacji implantów kości i ubytków kostnych. W niniejszej pracy został dokonany przegląd w tym kierunku. Ponadto dopasowanie właściwości mechanicznych struktur o otwartej wewnętrznej porowatości do właściwości mechanicznych kości staje się możliwe, poprzez odpowiednie sterowanie parametrami procesu.

Słowa kluczowe: Technologie przyrostowe, SLM, Ti-6Al-7Nb

1. WSTĘP

W porównaniu do konwencjonalnych technik wytwarzania, technologia selektywnej mikrometalurgii proszków (SLM) charakteryzuje się wieloma zaletami, takimi jak: wysoka dokładność wykonania elementów, wszechstronność, możliwość wytwarzania całkowicie funkcjonalnych elementów o złożonej konstrukcji wewnętrznej bezpośrednio z proszków metali, bez konieczności wykonywania pośrednich operacji w procesie wytwarzania [1,2].

Z zastosowaniem tej technologii możliwe jest wytworzenie implantu z Ti-6Al-7Nb o gęstości 99,9% i właściwościach mechanicznych zgodnych z normą ASTM F1295-11.

Wymienione powyżej zalety SLM przyczyniły się do rozpoczęcia badań nad możliwościami zastosowania tej technologii do wytwarzania nowej generacji implantów kości i ubytków kostnych, powstałych na skutek urazów mechanicznych lub w wyniku powikłań onkologicznych. Implanty takie charakteryzują się dopasowaniem do budowy anatomicznej pacjenta jak również celowo wprowadzoną wewnętrzną porowatością, dla poprawy procesu adaptowania organizmu do implantu, skrócenia czasu rekonwalescencji oraz polepszenia komfortu użytkowania implantu.

Rys. 1. (a) implant wykonany technologią SLM [8], (b) próby budowania implantu [9], (c) komórka elementarna[9]; SEM

Niniejsza praca skupia się, bazując na przeglądzie literatury, na możliwościach zastosowania technologii SLM w procesie przetapiania proszków stopu tytanu Ti-6Al-7Nb. Jest to szczególnie istotne z uwagi na to, że stop ten często stosowany jest w medycynie – przy wytwarzaniu implantów kości oraz skafoldów.

2. OPIS PRZYPADKU

2.1. Stop tytanu Ti-6Al-7Nb

Stop Ti-6Al-7Nb wynaleziono w 1977 roku. Celem badań było wytworzenie dwufazowego stopu tytanu α+β, przeznaczonego do zastosowań medycznych. Stop Ti-6Al-7Nb charakteryzuje się dobrą biokompatybilnością (co wynika m.in. z jego struktury), małą gęstością, dużą odpornością korozyjną oraz znakomitymi właściwościami mechanicznymi (wysokim stosunkiem Rm/ρ i dobrą wytrzymałością zmęczeniową). Ponadto jest paramagnetykiem, co umożliwia pacjentom swobodne korzystanie z nowoczesnych metod diagnostycznych (m.in.: MR czy CT). Stop Ti-6Al-7Nb posiada również niski, wśród materiałów metalicznych, moduł Younga na poziomie 110 GPa.Tym samym zastosowanie do wytworzenia implantu stopu tytanu Ti-6Al-7Nb pozwala na ograniczenie zjawiska stress shieldingu. Tym, co odróżnia go od stopu poprzedniej generacji –Ti-6Al-4V–jest wyeliminowanie dodatku wanadu i zastąpienie go bardziej biokompatybilnym pierwiastkiem stabilizującym fazę β – niobem [3-7].

Konieczność opracowania nowego stopu wynikała z wysokiej toksyczności wanadu. Negatywne skutki dla organizmu obserwuje się już po wprowadzeniu niewielkich ilości tego pierwiastka. Obecność wanadu w tlenkach na powierzchni implantu, podobnie jak molibdenu, może mieć negatywny wpływ na fizykochemiczne właściwości tlenków tytanu. Ponadto jony wanadu mają działanie silnie neurogenne, powodując stan zapalny tkanek otaczających implant i obumieranie tkanek, co w konsekwencji prowadzi do osteolizy. Niob, którym zastąpiono wanad, należy do grupy pierwiastków nietoksycznych, o wysokiej biokompatybilności dużej odporności korozyjnej, w połączeniu ze słabą rozpuszczalnością jego tlenków w środowisku tkankowym [3,5, 10,11].

Zastosowanie tak udoskonalonego stopu Ti-6Al-7Nb oraz wykorzystanie technologii SLM do wykonania implantu pozwala na zoptymalizowanie go względem indywidualnych potrzeb pacjenta, co znacząco wpływa na poprawę jakości życia po operacji.

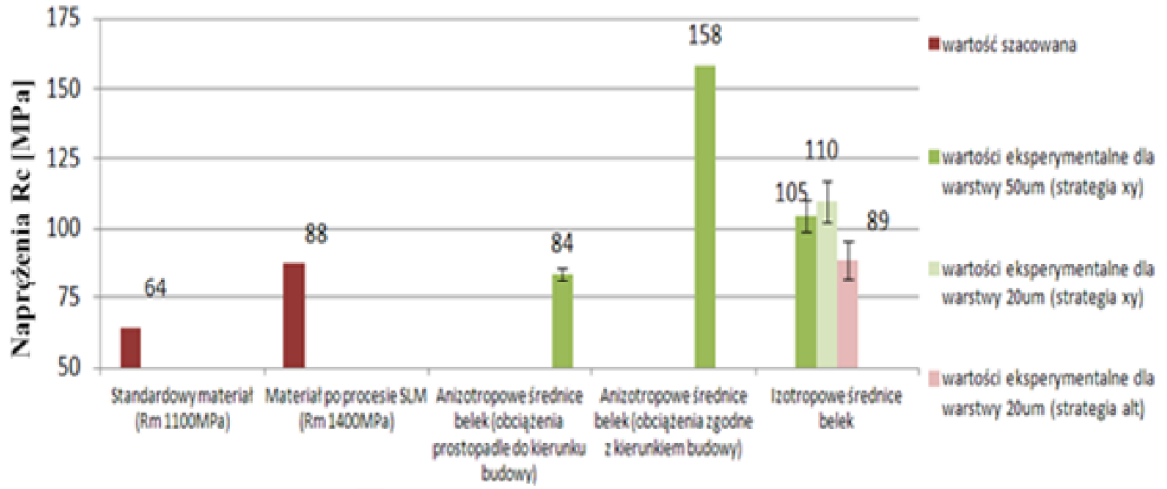
2.2 Zastosowanie technologii SLM

Dotychczas opracowana technologia wytwarzania struktur skafoldu w technologii Selektywnej Laserowej Mirkometalurgii, pozwala na wytwarzanie struktur o porach w kształcie sześcianu, i belkach wpisanych w jego krawędzie. Średnica otrzymanych belek wynosi od 180µm, przy długości krawędzi sześcianu na poziomie 600µm. W rezultacie daje to światło otwartych kanałów porowatości o wielkości ~420µm [12]. Według doniesień literaturowych, z punktu widzenia proliferacji komórek służących odbudowie tkanek kostnych, taki rozmiar porów w strukturze jest optymalny [13-16].

Właściwości mechaniczne otrzymanej struktury podczas próby statycznego ściskania, osiągnęły poziom 105-109 MPa. W stosunku do tkanek kostnych, które te struktury mają zastępować, otrzymane wartości stanowią minimalne naprężenia ściskające przenoszone przez kość korową w kierunku poprzecznym (106-133MPa). Natomiast w przypadku kierunku wzdłużnego kości korowej, wartości naprężeń ściskających wynoszą 131-224 MPa [17].

Przedstawione wartości wytrzymałości mechanicznej otrzymanych struktur odpowiadają najmniejszym możliwym do wytworzenia, geometriom – wg obecnego stanu wiedzy. Możliwe jest zwiększanie zarówno średnic wytwarzanych belek jak i wielkości porów w strukturze, tak aby dopasować wytrzymałość mechaniczną otrzymanej struktury, do właściwości mechanicznych kości.

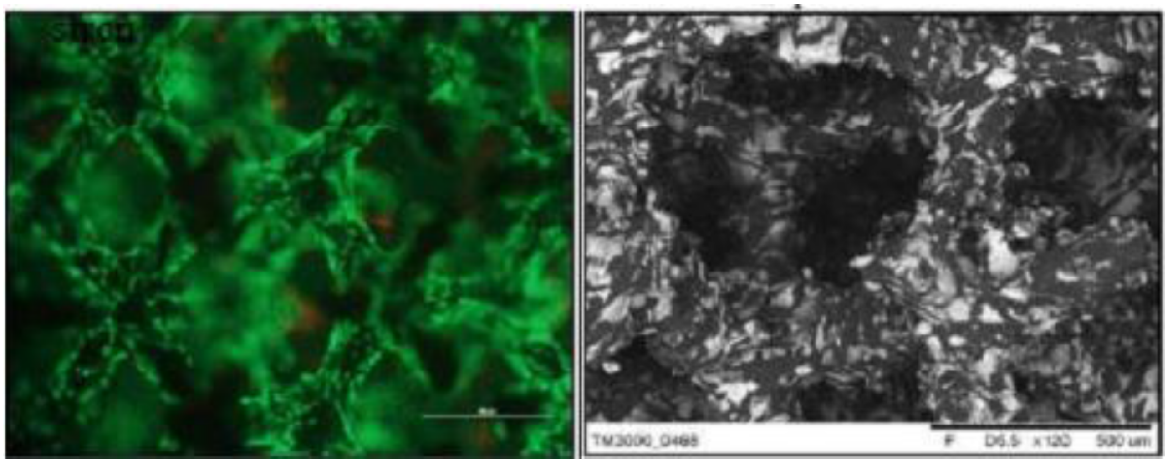
Dodatkowo zaletą obiektów wytwarzanych w technologii laserowej mikrometalurgii proszków, jest anizotropowość właściwości mechanicznych, w zależności od orientacji budowy części, względem kierunku przyrastania kolejnych warstw modelu. Anizotropia ta, wywołana jest szczątkowymi naprężeniami w przetopionym materiale, powstałymi na skutek obecności dużego gradientu temperatur pomiędzy ciekłym jeziorkiem metalu, a otaczającym je nieprzetopionym proszkiem, o temperaturze platformy procesowej ~200°C. W przypadku wytworzonych struktur poddanych mechanicznej statycznej próbie ściskania, w zależności od kierunku przyłożenia siły do kierunku wytwarzania struktury, wyniosły 84 i 158MPa (rys. 2).



Rys. 2. Wyniki statycznych prób ściskania wytworzonych struktur dla różnych grubości warstw, orientacji próbki względem platformy oraz wykorzystanej strategii skanowania [12]

Obecne prace koncentrują się nad opracowaniem obróbki poprocesowej wytwarzania implantów o strukturze skafoldu, mającej na celu poprawienie charakterystyk mechanicznych, przede wszystkim plastyczności materiału. Równocześnie w rusztowaniach,

prowadzone są hodowle komórkowe wewnątrz struktur, ich zasiedlanie metodami statycznymi i dynamicznymi oraz ocena wpływu metody zasiedlania na proliferację (rys. 3).



Rys. 3. Obrazy komórek ADSC zasiedlonych w wytwarzanych rusztowaniach w technologii SLM ze stopu Ti6Al7Nb, obraz fluorescencyjny (test pico-green) po lewej, obraz SEM po prawej [18]

Pierwsze wyniki wykazują, że komórki macierzyste, wyodrębnione z tkanki tłuszczowej (ADSC), proliferują dając 10-krotny wzrost po zaledwie 14 dniach. Test przeżywalności wykazuje niewielki promil obumarłych komórek po 14 dniach, natomiast po 42 dniach komórki w pełni zarastają pory skafoldu. Badania SEM wykazują również, zainicjowanie macierzy pozakomórkowej po 14 dniach, która w kolejnych tygodniach dalej się rozwija. Potwierdzone to zostało testem fluoroscencyjnym, barwiącym hydroksyapatyt [18].

3. PODSUMOWANIE

Stop Ti-6Al-7Nb charakteryzuje się dobrą biokompatybilnością, małą gęstością, dużą odpornością korozyjną, wysokim stosunkiem Rm/ρ i dobrą wytrzymałością zmęczeniową. Ponadto ww. stop posiada niski, wśród materiałów metalicznych, moduł Younga na poziomie 110 GPa, tym samym w zastosowaniu implantologicznym pozwala na ograniczenie zjawiska stress shieldingu.

Technologia wytwarzania struktur skafoldu w technologii Selektywnej Laserowej Mirkometalurgii, pozwala na wytwarzanie struktur o porach w kształcie sześcianu i belkach wpisanych w jego krawędzie. Średnica otrzymanych belek wynosi od 180μm, przy długości krawędzi sześcianu na poziomie 600μm. Uzyskane w ten sposób światło otwartych kanałów porowatości o wielkości ~420μm wg doniesień literaturowych jest optymalne z punktu widzenia proliferacji komórek służących odbudowie tkanek kostnych.

Wyniki badań z hodowli komórek wewnątrz struktur ażurowych są bardzo obiecujące. Komórki macierzyste wyodrębnione z tkanki tłuszczowej proliferują dając 10-krotny wzrost po zaledwie 14 dniach. Ponadto po 14 dniach test przeżywalności wykazuje jedynie niewielki promil obumarłych komórek, natomiast po 42 dniach komórki w pełni zarastają pory skafoldu.

Obecne prace koncentrują się nad określeniem parametrów obróbki poprocesowej implantów o strukturze skafoldu wytworzonych technologią SLM, w celu otrzymania możliwie optymalnego zestawienia własności wytrzymałościowych i plastycznych.

LITERATURA

[1] Santos E. C., Shiomi M., Osakada K., Laoui T.: Rapid manufacturing of metal components by laser forming, International Journal of Machine Tools & Manufacture, 46, 2006, s.1459–1468
[2] Kruth J.P., Froyen L., Van Vaerenbergh J., Mercelis P., Rombouts M., Lauwers B.: Selective laser melting of iron-based powder, Journal of Materials Processing Technology 149, 2004, s.616–622
[3] Marciniak J.: Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2002, s.266-298
[4] Nałęcz M.: Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000, Tom 4 Biomateriały, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa, 2003, s.42-48, s.62-71
[5] Steinemann S.: Beta-Titanium Alloy for Surgical Implants, Seventh World Conference on Titanium, San Diego CA, 28 Jun-02 July 1992
[6] Melechow R., Tubielewicz K., Błaszczuk W.: Tytan i jego stopy, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa, 2004, s.11-110
[7] MajumdarP., SinghS.B., Chakraborty M.: Elastic modulus of biomedical titanium alloys by nano-indentation and ultrasonic techniques—A comparative study, Materials Science and Engineering A, 489, 2008, s.419–425
[8] Szymczyk P., Junka A., Ziółkowski G., Smutnicka S., Bartoszewicz M., Chlebus E.: The ability of S.aureus to form biofilm on the Ti-6Al-7Nb scaffolds produced by Selective Laser Melting and subjected to the different types of surface modifications, Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 15, nr 1, 2013, s. 69-76
[9] http://www.arcam.com/index.asp, 28.11.2013
[10] Brunette, D.M., Tengvall, P., Textor M., Thomsen P., Titanium in Medicine, Springer Verlag. Berlin, 2001, Heidelberg New Zork.
[11] Marciniak, J.: Metallic biomaterials – directions and development forecast, Advanced forming technologies and nanostructured materials, XIX KONTECH 2012, 2012, s.103-123
[12] Szymczyk P., Pawlak A., Ziółkowski G., Dybała B., Chlebus E.: Charakteryzacja geometryczna i mechaniczna skafoldów ze stopu Ti6Al7Nb wytworzonych w technologii laserowej mikrometalurgii, Aktualne Problemy Biomechaniki, 7/2013, 2013, s. 157-162
[13] 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
[14] 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
[15] 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
[16] Elema, H., de Groot, J.H., Nijenhuis, A.J., Pennings, A.J., Veth, R.P.H., Klompmaker, J., et al.: Biological evaluation of porous biodegradable polymer implants in menisci. Colloid and Polymer Science, Vol. 268, 1990, 1082–1088
[17] Weiner S.: THE MATERIAL BONE: Structure-Mechanical Function Relations, Annu. Rev.Mater. Sci. 28, 1998, s. 271-298
[18] Ruminski S., Noga M., Ostrowska B., Pawlak A., Dybała B., Dąbrowski B., Święszkowski W., Lewandowska-Szumiel M.: Osteogenic-like behaviour of adipose derived stem cells in selected scaffolds obtained by 3D-printing, European Cells and Materials, vol. 26. Suppl. 3, 2013, s. 62

PROCESSING OF TITANIUM ALLOY TI-6AL-7NB FOR BIOMEDICAL APPLICATION USING ADDITIVE TECHNOLOGY SELECTIVE LASER MICROMETALURGY

Abstract: A significant development of the selective laser micrometalurgy in recent years, contributed to the beginning of research into the possibilities of applying SLM technology for the production of a new generation of bone implants. The adjustment of the mechanical properties of the produced structures, with open porosity, to the mechanical properties of bone, becomes possible, by appropriate control of process parameters. Moreover, the results of biological tests, which look promising, confirm the right direction of research.

Barbara KOZUB, Katedra Technologii Materiałów, Instytut Inżynierii Materiałowej, Politechnika Krakowska, Kraków

ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA MES ZŁAMANIA KOŚCI PISZCZELOWEJ STABILIZOWANEJ APARATEM ILIZAROWA

Słowa kluczowe: aparat Ilizarowa, druty Kirchnera, naprężenia, odkształcenia

1. WSTĘP

Zgodnie z danymi statystycznymi zawartymi w publikacjach Narodowego Instytutu Zdrowia Publicznego Państwowego Zakładu Higieny do najczęstszych urazów zalicza się złamania kości długich [4, 8].

Dobór odpowiedniej procedury leczenia w głównym stopniu uzależniony jest od rodzaju złamania (skośne, poprzeczne, spiralne oraz wieloodłamowe), jak również od cech osobniczych pacjenta (wiek, ogólny stan zdrowia, czy też stan kości – czy zdiagnozowana została osteoporoza). W minionych latach do najpopularniejszych metod stosowanych w leczeniu złamań kości długich należały tak zwane metody konwencjonalne, jak na przykład opatrunek gipsowy. Obecnie wzrastającą popularnością cieszą się metody stabilizacji zewnętrznej [1÷3].

Głównymi wskazaniami do leczenia złamań metodą stabilizacji zewnętrznej są:

- Złamania, w których utrata kontroli nad tkankami miękkimi grozi poważnymi komplikacjami takimi jak ropienie, martwica i zaburzenia naczyniowo-nerwowe.
- Złamania, w których celowe jest stosowanie kompresji lub dystrakcji odłamów.
- Złamania współistniejące z ciężkimi obrażeniami ogólnoustrojowymi, w których ryzyko znieczulenia operacyjnego ogranicza wskazania do stabilizacji wewnętrznej.
- Złamania powikłane ropieniem, stawem rzekomym, zrostem opóźnionym lub brakiem zrostu.
- Przypadki wrodzonych lub nabytych anatomicznych zaburzeń układu narządów ruchu.
- Artrodezy [10, 11].

Pod koniec XX wieku własną metodę stabilizacji zewnętrznej, wydłużania i korekcji kształtu kości kończyn, opracował i wcielił w życie radziecki ortopeda Gawrił Abramowicz Ilizarow. Metoda ta została oparta na zjawisku osteogenezy dystrakcyjnej [1].

Konstrukcja aparatu Ilizrowa dobierana jest w sposób indywidualny dla każdego pacjenta. Dobór parametrów konstrukcyjnych stabilizatora wynika bezpośrednio z cech anatomicznych pacjenta, takich jak: budowa mięśni, przebieg ścięgien, lokalizacja nerwów oraz naczyń krwionośnych. Podstawę konstrukcji aparatu Ilizarowa stanowi układ pierścieni połączonych z poddanymi wstępnemu obciążeniu, przechodzącymi przez tkankę kostną drutami Kirschnera, które podtrzymują odłamy kostne. Stabilizator musi składać się, z co najmniej dwóch pierścieni. Pierścienie połączone są prętami teleskopowymi, które podczas procesu leczenia/wydłużania kości mogą ulegać skręceniu lub wydłużaniu. Możliwe jest rozbudowywanie konstrukcji aparatu Ilizarowa w zależności od zapotrzebowania. Do innych

elementów konstrukcyjnych można zaliczyć: półpierścienie, łuki, wsporniki, uchwyty oraz grotowkręty Schanza [7, 9].

Różnorodność występujących złamań kości długich wiąże się z szeroką gamą stosowanych konfiguracji aparatu Ilizarowa. Każdy ze stabilizatorów charakteryzuje się odpowiednią sztywnością oraz stabilnością mocowania. Największą część obciążeń podczas współpracy układu stabilizator-kość przenoszą druty Kirschnera. Wiąże się to z koniecznością przyłożenia wysokiego napięcia wstępnego ze względu na ich małą sztywność. Ponieważ sztywność stabilizatora jest funkcją naprężenia drutu, to jej spadek wpływa na zdolność ramy do „opierania się" na naprężenia ścinające i oddziaływanie wysokich amplitud ruchów osiowych, które mogą w negatywny sposób wpłynąć na proces gojenia [9].

Do stymulatorów zrostu kostnego zalicza się różne wielkość o charakterze naprężeniowym, odkształceniowym oraz typu energetycznego [12÷15]. Większość z nich znajduje swoje odpowiedniki w hipotezach wytężeniowych stosowanych w wytrzymałości materiałów. Prace części autorów (m.in. Cowina, Hegedusa, Lanyona, Rubina, Goodshipa) wykazały jednak, ze dominujący wpływ na intensywność zrostu kostnego ma odkształcenie, a w szczególności: maksymalne odkształcenie, szybkość odkształcenia oraz cykliczność odkształcenia [12,14]. Reakcje tkanki kostnej w odpowiedzi na określoną wartość odkształcenia przedstawia tabela 1.

Tabela 1. Wartości progowe różnych wielkości fizycznych przyjmowanych jako stymulatory mechaniczne przebudowy tkanki kostnej [15]

Wielkość fizyczna przyjmowana jako stymulator mechaniczny	Wartość progowa sygnału stymulatora mechanicznego	Pozycja literaturowa
Naprężenia [MPa]	0,2 1,5 - 3,0 4,0	Rubin C.T., et al. (1984) Goldstein S., et al. (1991,1993) Brown T.D., et al. (1990)
Odkształcenia [$x10^{-4}$]	15 - 20 28 35	Frost H.M. (1982) Rubin C.T., et al. (1985) Turner C.H., et al. (1997)
Liczna cykli naprężenia (odkształcenia) na dzień	36 (dla $\varepsilon = 20x10^{-4}$) 100 (dla $\varepsilon = 15x10^{-4}$) 150 - 300 (dla $\varepsilon < 5x10^{-4}$)	Lanyon L.E., Rubin C.T. (1984) Rubin C.T., et al. (1984) McLeod K.J., et al. (1992)
Prędkość odkształcenia [s^{-1}]	0,00132 0,00224	Luo G., et al. (1995) Fritton S.P., et al. (2000)
Częstotliwość (chodu, biegu, itp.) [Hz]	1 - 2 20 - 30	Martin R.B., Burr D.B. (1989) McLeod K.J., et al. (1994)
Gęstość osteocytów [mm^{-2}]	1600	Marotti G., et al. (1985)

2. METODYKA BADAŃ

2.1. Cel pracy

Celem pracy było zamodelowanie układu biomechanicznego złamanej kości piszczeli poddanej stabilizacji aparatem Ilizarowa o konfiguracji dwu-pierścieniowej (druty Kirschnera ϕ = 1,8 mm pod kątem 90^{o}).

Głównym aspektem poruszanym w pracy było porównanie na drodze analizy biomechanicznej rozkładów pól naprężeń oraz odkształceń elementów zamodelowanego układu, w zależności od fazy zrostu kostnego oraz przyjętego napięcia wstępnego drutów Kirschnera. Analizy numeryczne przeprowadzono w programie ANSYS Workbench.

2.2. Modelowanie układu kość-implant

Stworzony model kości wygenerowano na bazie zdjęć tomograficznych zdrowej kości.Uwzględniono strukturę kości trabekularnej oraz kortykalnej. Założono model liniowo-sprężysty kości o własnościach izotropowych. Złamanie zostało zamodelowane w 1/2 długości kości, poprzez zastąpienie 2-milimetrowej warstwy strukturą kostniny o zmiennych właściwościach mechanicznych. Przyjęto idealnie płaską i gładką powierzchnię złamania pod kątem 30^{o}.

Postęp leczenia (zrost kostny) zasymulowano poprzez zmianę wartości modułu Younga kostniny (50, 100, 200, 500, 1000, 2000 [MPa]) [3 oraz założenia własne].

Poniższa tabela przedstawia przyjęte do analizy stałe materiałowe.

Tabela 2. Dane materiałowe dla tkanki kostnej zbitej oraz gąbczastej [1]

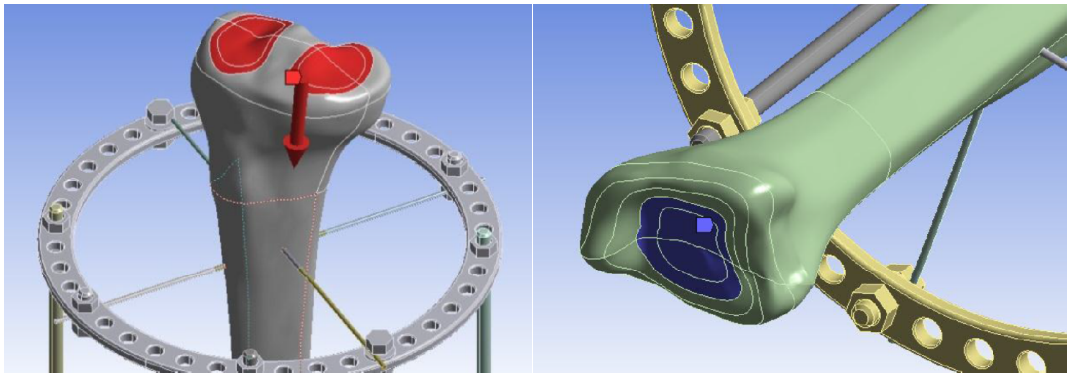
Rodzaj tkanki	Moduł Young'a [MPa]	Współczynnik Poissona	Gęstość [kg/mm^3]
Kortykalna	18000	0,3	$1{,}85\cdot10^{-6}$
Trabekularna	500	0,4	$0{,}6\cdot10^{-6}$

Na konstrukcję stabilizatora przyjęto stal nierdzewną 316L (praca w zakresie sprężystym: E=200000 MPa; υ=0,3; $\rho=7{,}9\cdot10^{-6}$ kg/mm^3) [2, 5]. W analizach uwzględniono ciężar układu kość-stabilizator poprzez zadanie przyspieszenia grawitacyjnego. W przeprowadzanych badaniach stosowano zmienne wartości dla napięcia wstępnego drutów Kirschnera: 0, 500 oraz 1000 [N] [9].

W celu określenia relacji pomiędzy poszczególnymi elementami modelu zastosowano typ połączeń "związane" (Bonded), które symuluje połączenia gwintowe pomiędzy elementami stabilizatora oraz połączenia między drutami Kirschnera a tkanką kostną.

W obu analizowanych przypadkach przyjęto ten sam schemat obciążenia. Siły węzłowe zadane zostały równolegle do osi wzdłużnej piszczeli na górnej jej powierzchni. Założono przypadek, w którym cały ciężar ciała człowieka o masie 70 kg przenoszony jest przez jedną kończynę (założono ekstremalny przypadek obciążenia kończyny).

Układ stabilizator – kość podparto poprzez odebranie wszystkich stopni swobody w węzłach na dolnej powierzchni końca dalszego kości piszczeli, co odzwierciedla stan rzeczywisty pracy kości. Nie uwzględniano wpływu stawu skokowego na stabilizację piszczeli.

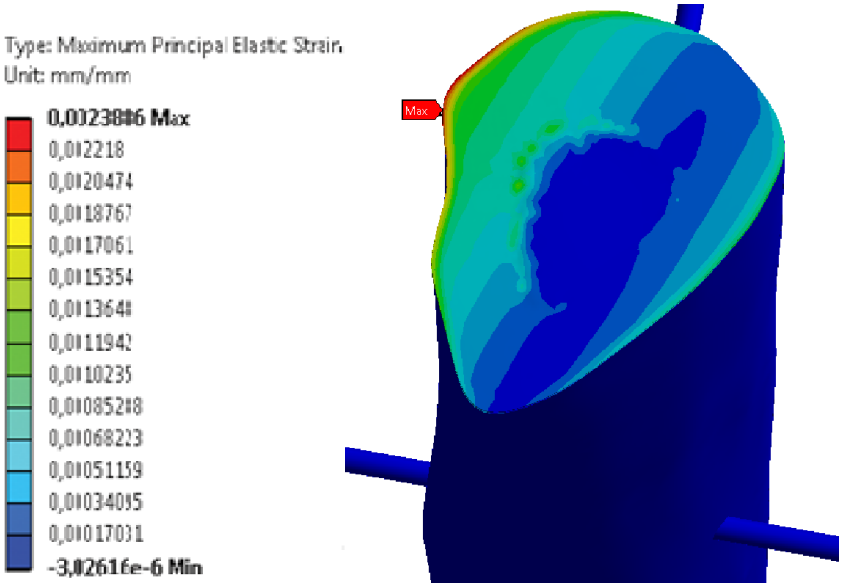


Rys. 1. Obciążenie oraz utwierdzenie układu stabilizator-kość

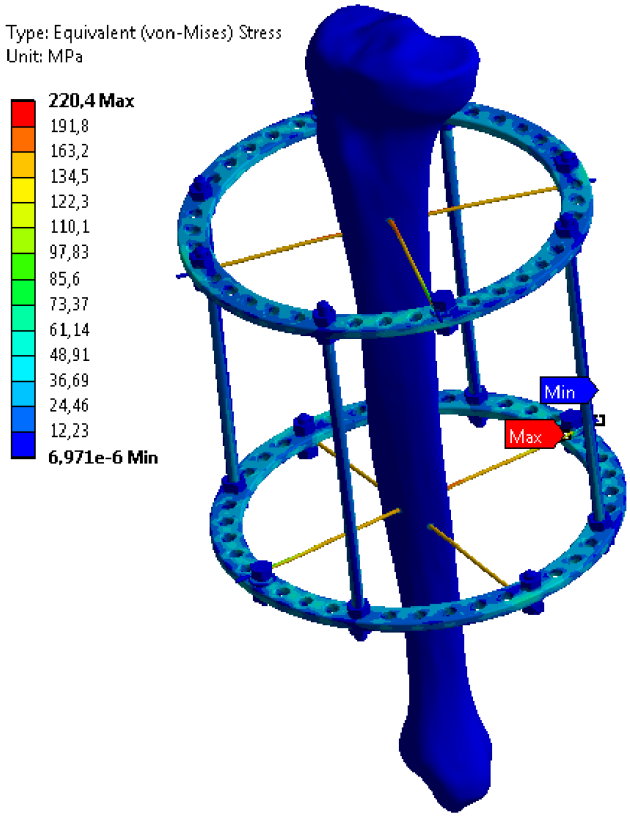
3. WYNIKI ANALIZY

Analiza wytrzymałościowa została przeprowadzona przy wykorzystaniu oprogramowania ANSYS Workbench. Obliczenia zostały przeprowadzone w oparciu o hipotezę wytężeniową Hubera oraz warunki plastyczności Hubera-Misesa.

Rysunek 2 przedstawia przykładowe rozkłady odkształcenia głównego (ekstremalna wartość odkształcenia w kierunkach głównych) w kostninie. Natomiast na rysunku 3 przedstawiono naprężenia zredukowane w stabilizatorze.

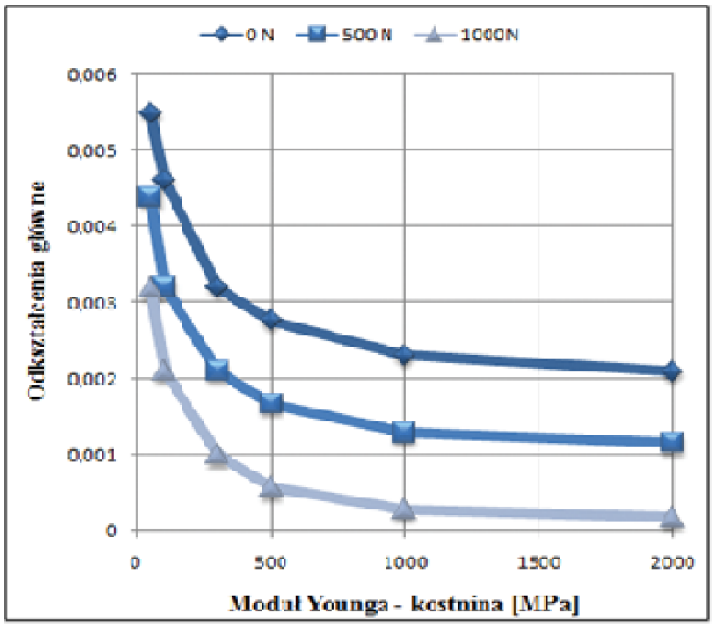


Rys. 2. Przykład rozkładu odkształceń głównych w kostninie

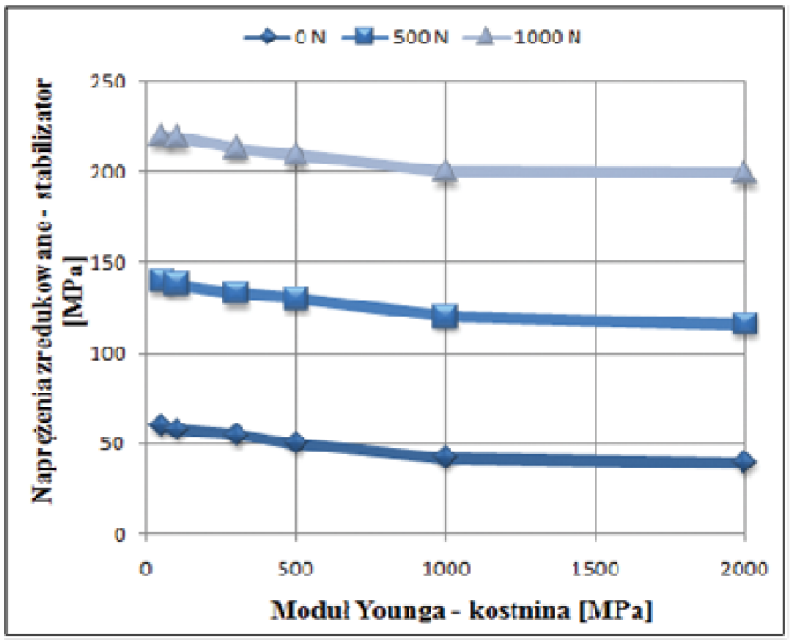


Rys. 3. Przykład rozkładu naprężeń zredukowanych w stabilizatorze

Na rysunkach 4 oraz 5 przedstawiono odpowiednio wykresy zależności odkształceń głównych w kostninie od modułu Younga kostniny oraz naprężeń zredukowanych w stabilizatorze od modułu Younga kostniny dla różnych napięć wstępnych drutów Kirchnera.



Rys. 4. Zależność odkształceń głównych w kostninie od modułu Younga kostniny dla trzech napięć wstępnych drutów Kirchnera



Rys. 5. Zależność naprężeń zredukowanych w stabilizatorze od modułu Younga kostniny dla trzech napięć wstępnych drutów Kirchnera

4. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań można zauważyć, że:

- Wartości naprężenia w stabilizatorze zależą od przyjętego napięcia wstępnego drutów Kirschnera (rosną wraz ze wzrostem siły naciągu) oraz od stanu stabilizowanej kości - wraz z postępem leczenia kości udział w przenoszeniu obciążeń przez stabilizator maleje.
- Na podstawie analizy otrzymanych wyników można przypuszczać, iż w początkowej fazie gojenia, kiedy kostnina charakteryzuje się małymi własnościami mechanicznymi (niska wartość modułu Younga) i wykazuje wysoką podatność na uszkodzenia, zasadne byłby zastosowanie wysokich napięć wstępnych drutów Kirschnera w celu zwiększenia sztywności osiowej stabilizatora, a tym samym odciążenia kostniny.

- Wraz z poprawą stanu kostniny (zwiększająca się wartość modułu Younga) wartości odkształceń maleją i dla wszystkich przypadków zastosowanych napięć wstępnych drutów Kirschnera mieszczą się w zakresie fizjologicznym. Świadczy to o prawidłowym oddziaływaniu układu stabilizator kość.
- W obszarze zrostu kostnego dochodzi do niewielkiego lokalnego zwiększenia odkształceń, których wartości znajdują się w zakresie podwyższonego obciążenia fizjologicznego, jednakże nie powinno to w istotny sposób wpływać na proces gojenia.
- Badane rozkłady naprężeń oraz odkształceń mają podobny przebieg dla wszystkich rozpatrywanych przypadków dla poszczególnych wartości przyjętego napięcia wstępnego drutów Kirschnera. Wartości maksymalne i minimalne występują w tych samych obszarach badanego układu stabilizator-kość.

LITERATURA

[1] Będziński R., Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997
[2] Bućko S., Forma K., Herdzina M.: System szybkiej numerycznej analizy podatności wybranych układów aparatu Ilizarowa. Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 3/2009.
[3] Deszczyński J., Szczęsny G.: Proces zrostu kości – patofizjologia i zagadnienia kliniczne, Przebieg zrostu kostnego oraz czynniki fizyczne warunkujące jego wystąpienie Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja nr 3/2000
[4] Dziak A. Babecki J.: Złamania kości i zwichnięcia stawów. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1973
[5] Evans F.G.: Mechanical properties of bone. Ed.C. Thomas, Springfield 1973
[6] John A., Wysota P.: Modelowanie zmian osteoporotycznych z wykorzystaniem obrazów z tomografii komputerowej. Modelowanie Inżynierskie, 36, s. 151-158, Gliwice 2008
[7] Krzesiński G., Kulig M.: Analiza wybranych aspektów działania stabilizatora Ilizarowa za pomocą modeli metody elementów skończonych. Acta of Bioengineering and Biomechanics, Volume 5, Supplement 1, 2003, s.278-284
[8] Narodowego Instytutu Zdrowia Publicznego Państwowego Zakładu Higieny. Tabele wynikowe Badania Chorobowości Szpitalnej Ogólnej. Liczebności i współczynniki. 2009
[9] Zamani A.R., Oyadiji S.O.: Analytical modelling of Kirschner wires in Ilizarov circular external fixator as pretensioned slender beams. J. R. Soc. Interface 2009
[10] Żuk T., Dziak A., Gusta A.: Podstawy ortopedii i traumatologii. Warszawa: PZWL, 1980, s. 294-295
[11] http://zkup.mchtr.pw.edu.pl/pom_dyd/abi/Wyk%B3ad_01_Kapita%B3_ludzki.pdf
[12] Chao E., Inoue N.: Biophysical stimulation of bone fracture repair, regeneration and remodelling, European Cells and Materials, vol. 6 (2003), pp 72 - 85
[13] Cowin S.C., Hegedus D.H.: Bone remodeling I: Theory of adaptive elasticity, Journal of Elasticity, vol. 6 (1976), pp 313 - 325
[14] Goldstein S. A., Matthews L. S., Kuhn J. L., Hollister S. J.: Trabecular bone remodeling: An Experimental model, Biomechanics, vol. 24 (1991), pp 135 - 150
[15] Milewski G.: Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda – implant w stomatologii. Zeszyty Naukowe Politechniki Krakowskiej, seria Mechanika nr 89, Kraków 2002

FEM STRENGTH ANALYSIS OF FRACTURED TIBIA STABILIZED BY ILIZAROV FIXATOR

Adam LIĆWINKO, Szczepan PISZCZATOWSKI, Katedra Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Politechnika Białostocka, Białystok

STANOWISKO DO BADANIA MOMENTÓW SIŁ MIĘŚNIOWYCH ZGINACZY I PROSTOWNIKÓW TUŁOWIA

Streszczenie: Pomiar momentów sił mięśniowych jest ważnym elementem diagnostyki i treningu sportowego. Stosowane w tym celu urządzenia muszą być dostosowane do specyfiki badanej grupy mięśniowej oraz warunków prowadzenia pomiaru. Przedmiotem pracy było opracowanie własnej konstrukcji urządzenia do pomiaru momentów sił mięśniowych zginaczy i prostowników tułowia. Realizację tego zadania poprzedziła analiza anatomii i biomechaniki kręgosłupa. Przedstawione rozwiązanie umożliwia pomiar w dwóch pozycjach: stojącej oraz siedzącej co znacznie ułatwia dostosowanie warunków pomiaru do indywidualnych potrzeb.

Słowa kluczowe: biomechanika, momenty sił mięśniowych, kręgosłup

1. WSTĘP

Pomiar momentów sił mięśniowych ma istotne znaczenie w ocenie układu szkieletowo-mięśniowego. Znajduje zastosowanie zarówno w medycynie jak i w sporcie. Na podstawie otrzymanych wyników można dobrać odpowiedni cykl rehabilitacyjny uszkodzonego stawu, a podczas procesu leczenia wykonywać pomiary kontrolne, które pozwolą analizować tempo powrotu pacjenta do zdrowia. Jest też ważnym elementem biomechaniki sportu pozwalającym na obiektywną ocenę możliwości siłowych zawodnika oraz efektywności procesu treningowego. Stosunkowo mało jest jednak na rynku urządzeń pozwalających na pomiar momentów sił mięśniowych rozwijanych przez prostowniki i zginacze tułowia. Prezentowane w niniejszej pracy rozwiązanie konstrukcyjne próbuje wypełnić tę lukę.

2. ELEMENTY BIOMECHANIKI KREGOSŁUPA

W procesie zginania i prostowania tułowia największe znaczenie ma ruchomość lędźwiowej i piersiowej części kręgosłupa [2, 3]. Według badań przeprowadzonych na urządzeniu Isostation B100 sumaryczny zakres ruchu zgięcia i wyprostu tułowia wynosi 115° dla mężczyzn i 106° dla kobiet [4].

Według badań przeprowadzonych na AWF w Warszawie wartości momentów sił mięśniowych zginaczy tułowia u mężczyzn wynoszą średnio 306 Nm, przy czym wartość maksymalna osiąga 382 Nm. W przypadku prostowników uzyskano odpowiednio 466 Nm (wartość średnia) i 661 Nm (wartość maksymalna) [1]. Przytoczone wyniki uzyskano w przypadku osób uprawiających wyczynowo sport, można więc sądzić, że są one dobrą podstawą do oceny maksymalnych obciążeń, do jakich przystosowane winno być projektowane stanowisko [5].

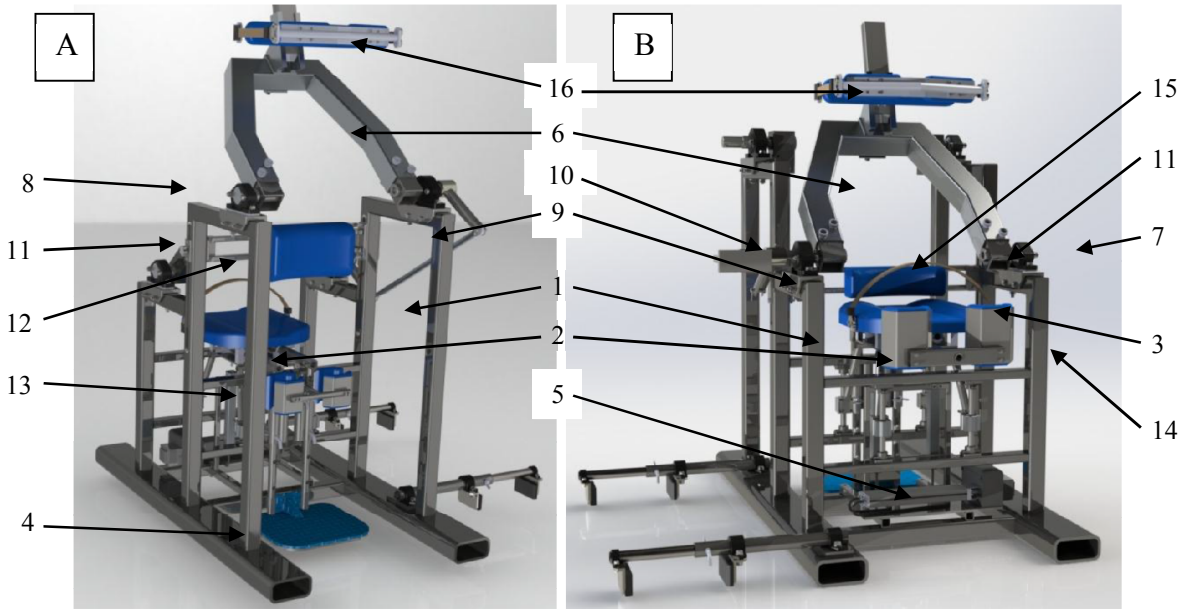
3. PROJEKT WŁASNEGO STANOWISKA DO POMIARU MOMENTÓW SIŁ MIĘŚNIOWYCH ZGINACZY I PROSTOWNIKÓW TUŁOWIA

Opracowanie projektu zostało poprzedzone wnikliwą oceną istniejących konstrukcji w której uwzględniono produkty takich firm jak Biodex Medical Solutions, CSMi Medical Solutions, Isotechnologies, ACCURO-SUMER, Newtest i Hur. Analiza ta pozwoliła na wypracowanie założeń do projektu własnej, unikalnej konstrukcji, łączącej najlepsze cechy wcześniejszych rozwiązań.

Prezentowane urządzenie umożliwia pomiar momentów sił mięśniowych zginaczy i prostowników tułowia w dwóch pozycjach: stojącej oraz siedzącej. Jest ono przystosowane do współpracy z dynamometrem urządzenia Biodex System 4 Pro.

3.1. Budowa ogólna i zasada działania stanowiska pomiarowego

W budowie przyrządu można wyróżnić kilka zasadniczych zespołów (rysunek 1).



Rys. 1. Stanowisko w konfiguracji do pomiaru w pozycji: A - stojącej, B - siedzącej

Elementem nośnym konstrukcji jest rama (1). Wewnątrz niej znajduje się druga, ruchoma rama wewnętrzna (2) z siedziskiem (3) i podestem (4), która umożliwia dopasowanie stanowiska do sylwetki badanej osoby. Rama wewnętrzna jest poruszana przez hydrauliczny system regulacji wysokości (5). Moment siły mięśniowej jest przekazywany na dźwignię pomiarową (6). Dalej przenoszony jest on na dolny (7) lub górny (8) układ odbioru momentu. Cięgło (9) jest zespołem, który, w przypadku badania prowadzonego w pozycji stojącej, przekazuje moment z górnego na dolny układ odbioru momentu. Do połączenia stanowiska z dynamometrem systemu Biodex System 4 Pro służy adapter (10). Belka poprzeczna (11) pozwala na regulację wysokości stabilizatora miednicy oraz stabilizatora krzyżowego. Pozycjonowaniu poszczególnych części ciała względem stanowiska pomiarowego służy 5 stabilizatorów: miednicy (12), kolan (13), przedni (14), krzyżowy (15), tułowia (16).

3.2. Konfiguracje stanowiska pomiarowego

Pomiar w pełni funkcjonalnej pozycji stojącej pozwala zasymulować warunki naturalne, w których podczas podnoszenia ciężaru, czyli przy prostowaniu kręgosłupa,

używane są, poza prostownikami, również inne mięśnie. Pozycja siedząca, w której ruchy lędźwiowego odcinka kręgosłupa są odizolowane, umożliwia określenie maksymalnych momentów osiąganych przez prostowniki i zginacze tułowia.

Urządzenie w konfiguracji do pomiaru w pozycji stojącej przedstawiono na rysunku 1 A. W trakcie pomiaru badana osoba stoi na podeście (4), jej kończyny dolne blokowane są od strony przedniej i tylnej przez stabilizator kolan (13), miednica opiera się o stabilizator miednicy (12) a tułów - na wysokości łopatek - obejmowany jest przez stabilizator tułowia (16), który dodatkowo łączy osobę badaną z dźwignią pomiarową (6). W czasie pomiaru, na skutek działania zginaczy lub prostowników tułowia, dźwignia pomiarowa obraca się względem osi górnego układu odbioru momentu (8). Ruch ten może odbywać się w zakresie 75° dla zgięcia do przodu i 25° przy zgięciu do tyłu. Moment z górnego układu odbioru momentu przenoszony jest - za pośrednictwem cięgła - na dolny układ odbioru momentu (7), który jest połączony z głowicą dynamometru.

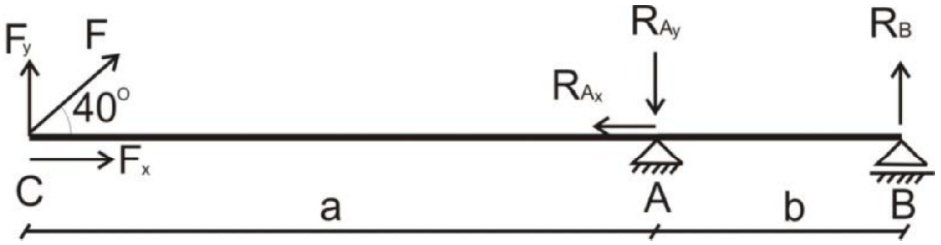
Na rysunku 1 B przedstawiono konfigurację do pomiaru w pozycji siedzącej. W czasie pomiaru badana osoba siedzi na siedzisku (3). Od strony tylnej znajduje się stabilizator krzyżowy (15), który został zaprojektowany tak, aby stabilizował pozycję badanej osoby, ale nie krępował ruchu zgięcia kręgosłupa do tyłu. Od strony przedniej znajduje się stabilizator przedni (14), który po ustawieniu w odpowiedniej pozycji powoduje dociśnięcie części krzyżowej kręgosłupa do stabilizatora krzyżowego. Tułów stabilizowany jest w ten sam sposób jak w pozycji wyprostowanej. Moment sił mięśniowych przekazywany za pośrednictwem dźwigni pomiarowej (6) na wał dolnego układu odbioru momentu (7), trafia bezpośrednio na głowicę dynamometru. W przypadku tej konfiguracji zakres ruchu dźwigni pomiarowej nie jest ograniczony, dzięki czemu może być dopasowany do maksymalnych możliwości badanej osoby.

W obu konfiguracjach położenie elementów stabilizujących oraz ramy wewnętrznej należy ustalić tak, aby oś obrotu dźwigni pomiarowej pokrywała się z osią kolców biodrowych przednich górnych.

3.3. Symulacja obciążenia ramy stanowiska pomiarowego

Konstrukcja stanowiska opiera się na ramie spawanej z profili stalowych. Zgodnie z projektem rama ta spełnia dwie funkcje: jest solidną podstawą, na której mocowane są pozostałe zespoły stanowiska, oraz, dzięki wysokiej masie, dodatkowo stabilizuje stanowisko pomiarowe. Elementy ramy zostały wykonane ze stali niskostopowej S355J2, charakteryzuje się ona wysoką wytrzymałością, podwyższoną odpornością na korozję oraz dobrą spawalnością.

W celu analizy naprężeń występujących w ramie obciążonej maksymalnym momentem, przeprowadzono symulację numeryczną z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Do badania przyjęto model odpowiadający geometrii jednego segmentu ramy stanowiska pomiarowego. Model został utwierdzony na dolnej powierzchni profilu. Taki sposób zamocowania w zadowalający sposób symuluje rzeczywiste warunki podparcia urządzenia.



Rys. 2. Schemat przedstawiający siły działające na dźwignię pomiarową, wał i cięgło: A - oś wału, B - oś przegubu cięgła, C - koniec dźwigni pomiarowej, F - siła generowana przez badaną osobę, a = 750 mm - odległość od końca dźwigni pomiarowej do osi dynamometru, b= 250 mm - odległość od osi dynamometru do osi przegubu cięgła

W celu określenia warunków obciążeń, jakie działają na ramę, przeanalizowano belkę, która w uproszczony sposób odtwarza dźwignię pomiarową, wał i cięgło (Rys. 2). Warunki obciążeń zostały obliczone dla zginania tułowia w warunkach izometrycznych w pozycji stojącej. Siłę F obliczono na podstawie maksymalnego momentu, jakiemu może zostać poddany dynamometr. Dopuszczalny moment dla dynamometru systemu Biodex System 4 Pro wynosi 680 Nm.

Znając składową F_y i kąt pod jakim ustawiona jest dźwignia pomiarowa względem poziomu możemy obliczyć wartość siły wypadkowej F, a następnie wartość składowej F_x:

$$F_y = \frac{680\ Nm}{0{,}75\ m} = 907\ N \tag{1}$$

$$F = \frac{F_y}{\cos 40°} = \frac{907\ N}{0{,}643} = 1410\ N \tag{2}$$

$$F_x = F \times \sin 40° = 1410\ N \times 0{,}766 = 1080\ N \tag{3}$$

Znając składowe sił, z układu równań równowagi:

$$\sum F_{ix} = -F_x + R_{Ax} = 0; \tag{4}$$

$$\sum F_{iy} = F_y - R_{Ay} + R_B = 0; \tag{5}$$

$$\sum M_{iA} = F_y \times 0{,}75 - R_B \times 0{,}25 = 0; \tag{6}$$

możemy wyznaczyć wartości reakcji w podporach:

$$R_{Ax}=1080\ N \tag{7}$$

$$R_B = \frac{F_y \times 0{,}75}{0{,}25} = 2721\ [N] \tag{8}$$

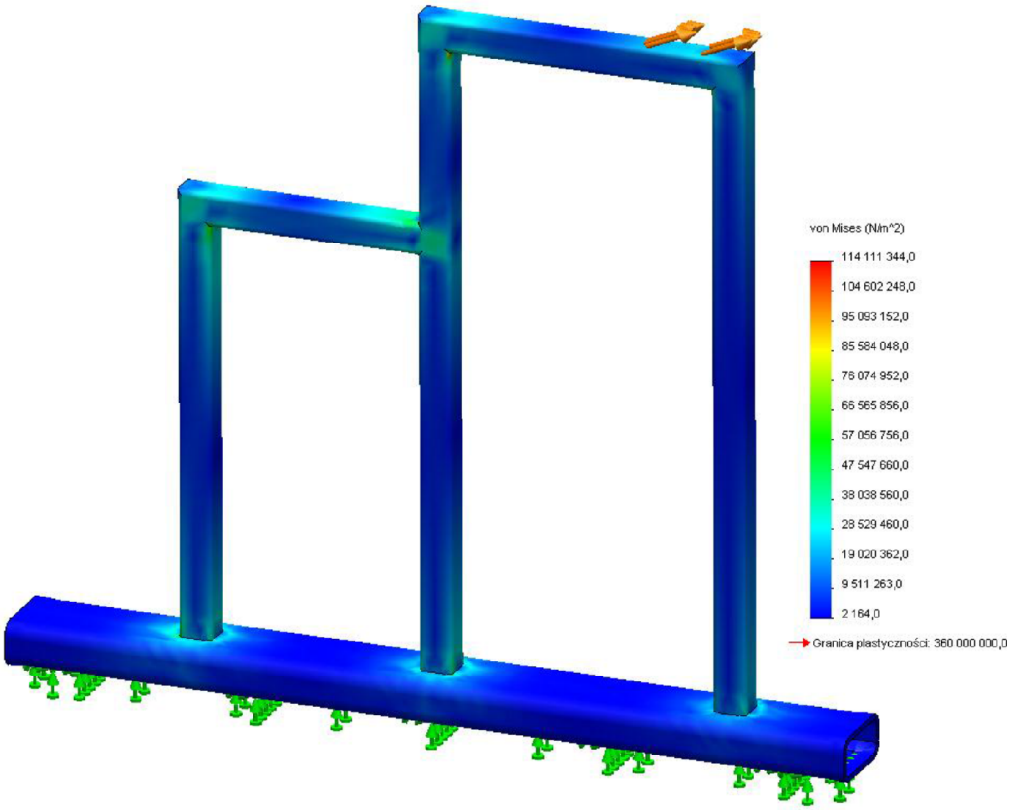
$$R_{Ay} = F_y + R_B = 3628\ [N] \tag{9}$$

Znając składowe reakcji R_A możemy wyliczyć jej wartość wypadkową oraz kąt, pod jakim ona działa.

$$R_A = \sqrt{{R_{Ax}}^2 + {R_{Ay}}^2} = 3785\ [N] \tag{10}$$

$$\cos \alpha = \frac{R_{Ay}}{R_A} = 0{,}9585 = 17° \tag{11}$$

Wyniki symulacji zostały przestawione z rysunku 3. Na ich podstawie można stwierdzić, że rama spełnia wymagania wytrzymałościowe. Najwyższe naprężenia zredukowane wg hipotezy Hubera-Misesa wynoszą około 114 MPa, co daje współczynnik bezpieczeństwa równy 3,15. Na znaczącej części modelu naprężenia są znacznie niższe i nie przekraczają 80 MPa, co daje jeszcze większy zapas bezpieczeństwa.



Rys. 3. Naprężenia zredukowane wg hipotezy Hubera - Misesa

4. PODSUMOWANIE

Zaprezentowane urządzenie łączy wszystkie najlepsze cechy znanych konstrukcji. Umożliwia ono pomiar zarówno w pozycji siedzącej (pozwalającej na określenie maksymalnych momentów osiąganych przez prostowniki i zginacze tułowia), jak też w pozycji stojącej, która lepiej odzwierciedla funkcjonowanie kręgosłupa przy codziennej aktywności.

Stanowisko w obecnej formie składa się z około 900 elementów, w tym 50 zespołów i około 250 części unikatowych.

LITERATURA

[1] Fidelus K., Ostrowska E., Urbanik Cz., Wychowański M.: Ćwiczenia laboratoryjne z biomechaniki. AWF Warszawa, Warszawa, 1996
[2] Gzik M.: Biomechanika kręgosłupa człowieka. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2007
[3] Kapandji I.A.: The physiology of the joints. Tom 3. The spinal column, pelvic girdle and head. Elsevier Limited, 2008
[4] Seeds R., Lavene J.: Normative data for Isostation B100. J. Orthopedic and Sports Physical Therapy. 4. Tom 6. 1987, s. 141 - 155
[5] Urbanik C.: Wybrane zagadnienia biomechaniki ruchu człowieka. Oficyna Drukarska Jacek Chmielewski, Warszawa, 2007

THE STATION FOR MEASUREMENT TORQUES OF TRUNK FLEXORS AND EXTENSORS

Abstract: Measurement of muscle torque is important factor in diagnostics and sport training. The main aim of the presented research was elaboration of the own project of the station for measurement torques of trunk flexors and extensors. This was leaded by deep analysis of the anatomy and biomechanics of the spine. Another important element was review and analysis of available solutions for equipment designed for measurement trunk flexors and extensors torques. During the analysis the need for construction that allows measurement in both standing and seating position were specified.

Magdalena LITWINKO, Małgorzata GRĄDZKA-DAHLKE, Katedra Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Politechnika Białostocka, Białystok

WPŁYW TECHNOLOGII WYTWARZANIA NA WŁAŚCIWOŚCI MATERIAŁOWE STOPU KOBALTU WYKORZYSTYWANEGO W PROTETYCE DENTYSTYCZNEJ

Streszczenie: Jednym z etapów w procesie powstawania protetycznego uzupełnienia dentystycznego jest realizacja zaprojektowanego kształtu protezy w tworzywie metalowym. Jest krokiem istotnym a zarazem narażonym na wiele niepowodzeń. W artykule przedstawiono porównanie dwóch metod wykonawstwa techniki dentystycznej: tradycyjnego odlewania oraz nowoczesnej SLM. Badaniom poddano protetyczny stop kobaltu w postaci prostopadłościennych próbek.

Słowa kluczowe: stopy kobaltu, protetyka dentystyczna, odlewnictwo, SLM

1. WSTĘP

Współczesne techniki wytwarzania, bazujące na różnorodnych technologiach i materiałach, stwarzają możliwości poprawy własności materiałowych. Od wieków do ratowania ludzkiego zdrowia stosowano metale, co nie mijało się z wątpliwościami i budziło kontrowersje. Obecny stan technologii sprawia, że stosowanie biomateriałów metalowych jest nadal niezbędne. Dotyczy to głównie ortopedii oraz stomatologii. Protetyka dentystyczna dzisiaj przestała interesować się tylko uzupełnieniem braków uzupełnienia jak niegdyś, jej cele są bardziej ambitne i rozległe [1].

Mając na uwadze dobro pacjenta laboratoria techniki dentystycznej poszukują odpowiedniej metody wytworzenia metalowego uzupełnienia utraconego uzębienia. W zależności od stawianych celów dobór metody wytwarzania uzupełnień jest bardzo indywidualny.

2. STOPY KOBALTU

Materiałami, z których początkowo wykonywano konstrukcję metalową uzupełnień protetycznych, były stale, złoto i platyna. Koszt metali szlachetnych i ich znaczny ciężar sprawił, że zostały one z powodzeniem zastąpione przez stopy kobaltowo-chromowe, które mają lepsze parametry techniczne i są znacznie tańsze.

Stopy kobaltu cechują się następującymi właściwościami:

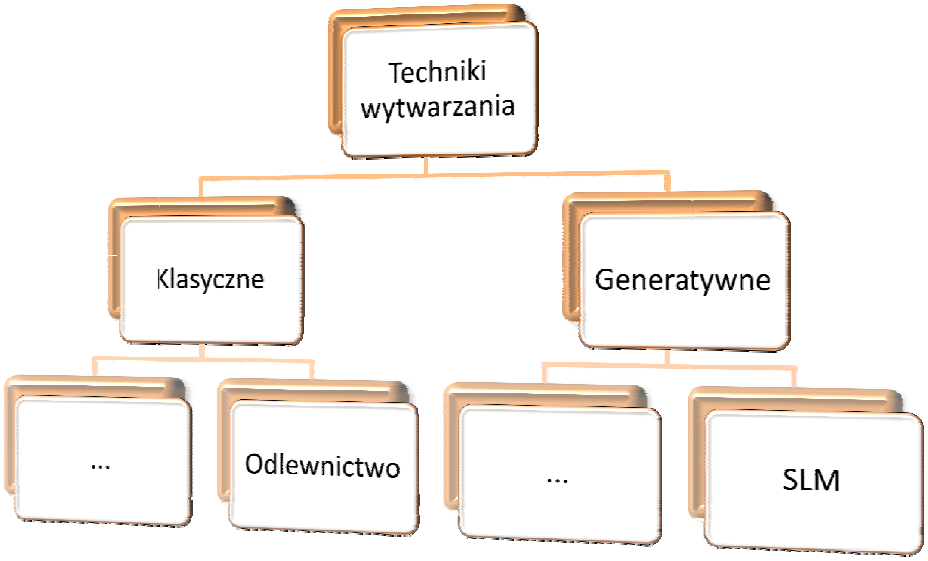
- dobrą biozgodnością,
- niskim przewodnictwem cieplnym,
- wysoką wytrzymałością dla różnej rozległości elementu,
- krótkim czasem chłodzenia po odlaniu,

- niskim współczynnikiem rozszerzalności cieplnej,
- wysoką odpornością na korozję,
- łatwością obrabiania.

3. NOWOCZESNY SLM KONTRA KLASYCZNE ODLEWANIE

Techniki klasyczne kształtowały się wiekami doskonaląc swoje procesy celem polepszenia jakości wyrobów. Zaliczmy do nich m.in. odlewanie. Charakteryzują się dużym fizycznym wkładem pracy oraz ilością materiałów pomocniczych zużytych do uzyskania ostatecznego komponentu. Ilość etapów wykonywanych ręcznie przez człowieka wpływa na piętrzenie się omyłek przypadkowych, co przekłada się na jakość i funkcjonalność wyrobu.

Techniki generatywne to techniki wytwarzania, służące do szybkiego projektowania i wytwarzania modeli fizycznych oraz prototypów produktów otrzymanych zazwyczaj w wyniku przyrostowego nakładania warstw materiału na podstawie 3D modeli wirtualnych. Wykorzystują innowacyjne urządzenia procesorowe do sterowania techniką łączenia materiałów. Wytwarzanie obiektów odbywa się na podstawie ich trójwymiarowych modeli, zazwyczaj przez dodawanie kolejnych warstw materiału, inaczej niż w przypadku metod ubytkowych, np. tradycyjnej obróbki skrawaniem" (Standard ASTM z 2010 r.) [2].



Rys. 1. Miejsce odlewnictwa i SLM w rozgałęzieniach technik wytwarzania [2]

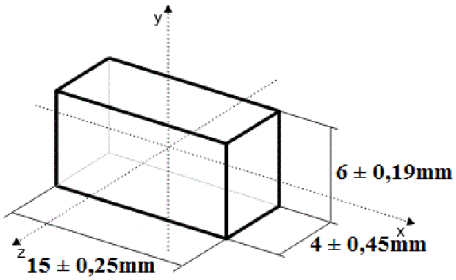
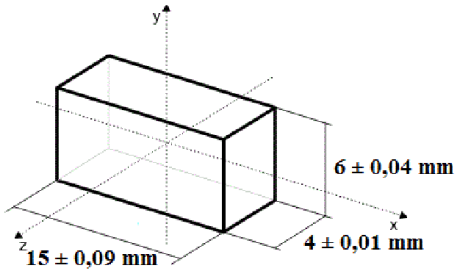
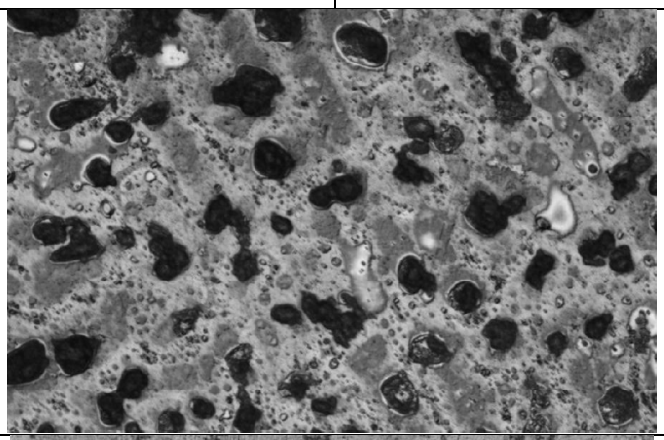
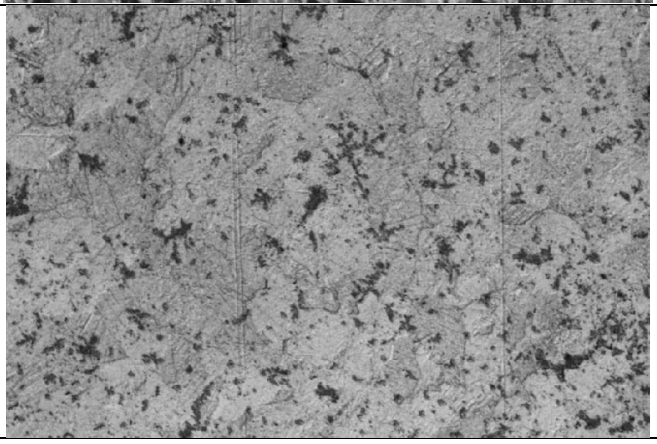
Obecnie najczęściej stosowaną metoda otrzymywania metalowych elementów (wkładów, koron, mostów, szkieletów protez ruchomych) jest odlewanie precyzyjne, które odbywa się metodą „traconego wosku" [3]. W chwili obecnej, dzięki rozpowszechnieniu systemów CAD/CAM, otrzymaliśmy nowe narzędzia do wykonywania uzupełnień metalowych: urządzenia wykorzystujące lasery lub wiązkę elektronów [4].

Badaniom poddano stop kobaltowy typu Co-Cr-Mo, często stosowany w stomatologii do wytwarzania uzupełnień protetycznych. Analizowano dwie metody wytwarzania elementów protez- tradycyjne odlewanie metodą traconego wosku i nowoczesną technikę wytwarzania elementów „na miarę"- SLM.

4. PORÓWNANIE METOD WYTWARZANIA

Przeprowadzono badania na próbkach stomatologicznego stopu kobaltu wykonanych dwoma metodami: nowoczesna SLM i klasyczna odlewania. Przeprowadzono analizę i badania, a wyniki przedstawiono w tabeli 1.

Tab. 1. Porównanie cech elementu odlewanego i SLM

Cecha porównywana	ODLEW	SLM
Czas wykonania 1pkt protetycznego	4 godz. 30 min	9 godz.
Koszt wykonania 1pkt protetycznego	30 zł	15 zł
Odchyłki kształtu	~0,45mm 	~0,1mm 
Chropowatość Ra [mm]	16,89	33,21
Mikrotwardość $HV_{0,1}$	211	662
Struktura odlewu		
Struktura SLM		

4. WNIOSKI

Przed technikiem dentystycznym staje aktualnie wybór: czy poddać się nowoczesnym technologiom, czy pozostać w środowisku technik klasycznych. Głównym celem powinno być dobro pacjenta. Wiąże się to z dokładnością wykonania. Pomiary metrologiczne wykazały, że w technika odlewania wiąże się ze znacznie mniejszą dokładnością wymiarową. Ma to ogromne znaczenie, gdy dotyczy szczelności brzeżnej uzupełnień. Wyniki badań strukturalnych wykazały wpływ technologii otrzymywania na jakość materiału. Struktura stopu otrzymanego metoda SLM jest jednorodna, widoczne są regularne kryształy, gdzieniegdzie wydzielenia. Natomiast na przekroju próbki odlewanej widoczne są liczne pory oraz niejednorodność fazowa, struktura nie jest homogenna. Może to skutkowa wpływem na własności wytrzymałościowe wyrobu.

Efekt ekonomiczny wskazuje na opłacalność stosowania nowoczesnej metody SLM w przypadku większych placówek wykonawczych. Pod uwagę wzięte były tylko koszty materiałowe, nie wliczono kosztów ekonomicznych oraz kosztów utrzymania pracownika. Czasochłonność obu metod wskazuje na dwukrotną przewagę techniki SLM nad odlewaniem. Podkreślić trzeba ze przez 9 godzin pracy projektant-wykonawca SLM wytworzy dużo więcej gotowych prac niż technik dentystyczny za pomocą odlewania. Co w wymiarze długoczasowym znowu korzystniej wypada na tle wykorzystywania SLM.

LITERATURA

[1] Majewski S.: Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej, Wyd. Stomatologiczne SZS-W w Krakowie, Kraków 2000
[2] www.cebbis.eu, „Generatywne techniki wytwarzania w rozwoju innowacji”
[3] Polak A.: Teoretyczne podstawy i wskazówki z zakresu odlewnictwa, Magazyn Nowoczesny technik dentystyczny, kwiecień czerwiec 2/2005
[4] Santos E. C., Shiomi M., Osakada K., Laoui T.:Rapid manufacturing of metal components by laser forming. Inter. Journal of Machine Tools & Manufacture 46, 2006

THE EFFECTS OF PRODUCTION TECHNOLOGY ON COBALT ALLOY MATERIAL PROPERTIES USED IN DENTAL TECHNIQUES

Abstract: One of the stages in the process of restoration of dental prostheses is the shape which was designed to achieve a complement in the metal. It is an important step and exposed to many setbacks. The article gives a comparison of two methods of dental technology: traditional casting and modern SLM. The test was in the form of a cobalt alloy prosthetic square bales samples.

Magdalena LITWINKO, Małgorzata GRĄDZKA-DAHLKE, Katedra Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Politechnika Białostocka, Białystok

WPŁYW TECHNOLOGII WYTWARZANIA NA WŁAŚCIWOŚCI MATERIAŁOWE STOPU KOBALTU WYKORZYSTYWANEGO W PROTETYCE DENTYSTYCZNEJ

Streszczenie: Jednym z etapów w procesie powstawania protetycznego uzupełnienia dentystycznego jest realizacja zaprojektowanego kształtu protezy w tworzywie metalowym. Jest krokiem istotnym a zarazem narażonym na wiele niepowodzeń. W artykule przedstawiono porównanie dwóch metod wykonawstwa techniki dentystycznej: tradycyjnego odlewania oraz nowoczesnej SLM. Badaniom poddano protetyczny stop kobaltu w postaci prostopadłościennych próbek.

Słowa kluczowe: stopy kobaltu, protetyka dentystyczna, odlewnictwo, SLM

1. WSTĘP

Współczesne techniki wytwarzania, bazujące na różnorodnych technologiach i materiałach, stwarzają możliwości poprawy własności materiałowych. Od wieków do ratowania ludzkiego zdrowia stosowano metale, co nie mijało się z wątpliwościami i budziło kontrowersje. Obecny stan technologii sprawia, że stosowanie biomateriałów metalowych jest nadal niezbędne. Dotyczy to głównie ortopedii oraz stomatologii. Protetyka dentystyczna dzisiaj przestała interesować się tylko uzupełnieniem braków uzupełnienia jak niegdyś, jej cele są bardziej ambitne i rozległe [1].

Mając na uwadze dobro pacjenta laboratoria techniki dentystycznej poszukują odpowiedniej metody wytworzenia metalowego uzupełnienia utraconego uzębienia. W zależności od stawianych celów dobór metody wytwarzania uzupełnień jest bardzo indywidualny.

2. STOPY KOBALTU

Materiałami, z których początkowo wykonywano konstrukcję metalową uzupełnień protetycznych, były stale, złoto i platyna. Koszt metali szlachetnych i ich znaczny ciężar sprawił, że zostały one z powodzeniem zastąpione przez stopy kobaltowo-chromowe, które mają lepsze parametry techniczne i są znacznie tańsze.

Stopy kobaltu cechują się następującymi właściwościami:

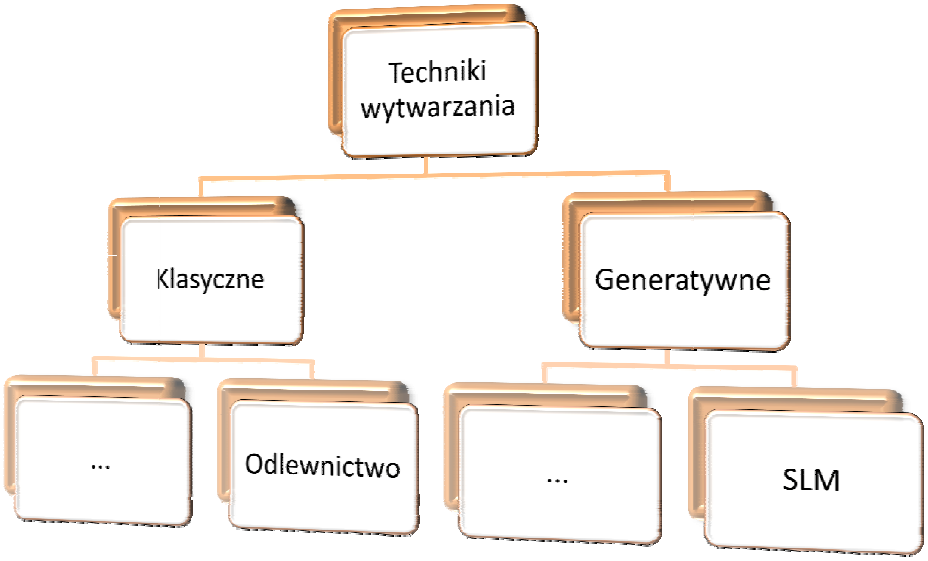
- dobrą biozgodnością,
- niskim przewodnictwem cieplnym,
- wysoką wytrzymałością dla różnej rozległości elementu,
- krótkim czasem chłodzenia po odlaniu,

- niskim współczynnikiem rozszerzalności cieplnej,
- wysoką odpornością na korozję,
- łatwością obrabiania.

3. NOWOCZESNY SLM KONTRA KLASYCZNE ODLEWANIE

Techniki klasyczne kształtowały się wiekami doskonaląc swoje procesy celem polepszenia jakości wyrobów. Zaliczmy do nich m.in. odlewanie. Charakteryzują się dużym fizycznym wkładem pracy oraz ilością materiałów pomocniczych zużytych do uzyskania ostatecznego komponentu. Ilość etapów wykonywanych ręcznie przez człowieka wpływa na piętrzenie się omyłek przypadkowych, co przekłada się na jakość i funkcjonalność wyrobu.

Techniki generatywne to techniki wytwarzania, służące do szybkiego projektowania i wytwarzania modeli fizycznych oraz prototypów produktów otrzymanych zazwyczaj w wyniku przyrostowego nakładania warstw materiału na podstawie 3D modeli wirtualnych. Wykorzystują innowacyjne urządzenia procesorowe do sterowania techniką łączenia materiałów. Wytwarzanie obiektów odbywa się na podstawie ich trójwymiarowych modeli, zazwyczaj przez dodawanie kolejnych warstw materiału, inaczej niż w przypadku metod ubytkowych, np. tradycyjnej obróbki skrawaniem" (Standard ASTM z 2010 r.) [2].



Rys. 1. Miejsce odlewnictwa i SLM w rozgałęzieniach technik wytwarzania [2]

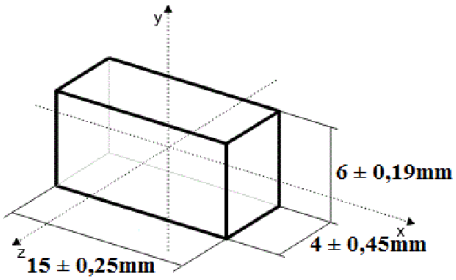
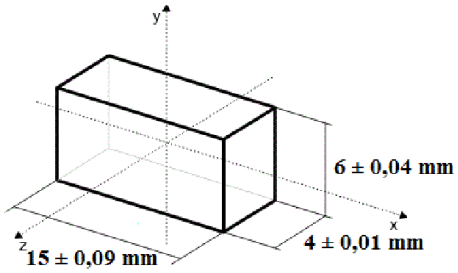
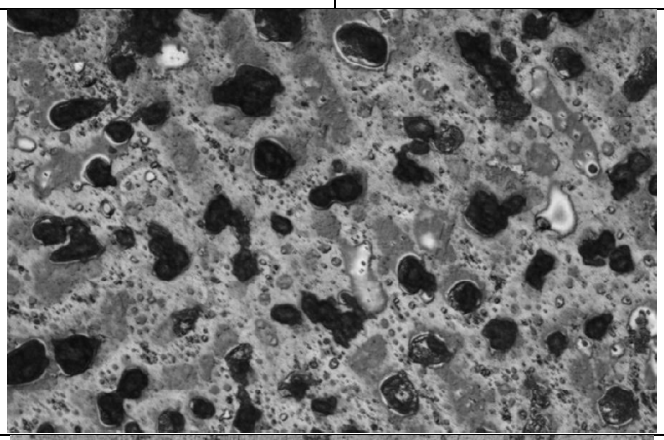
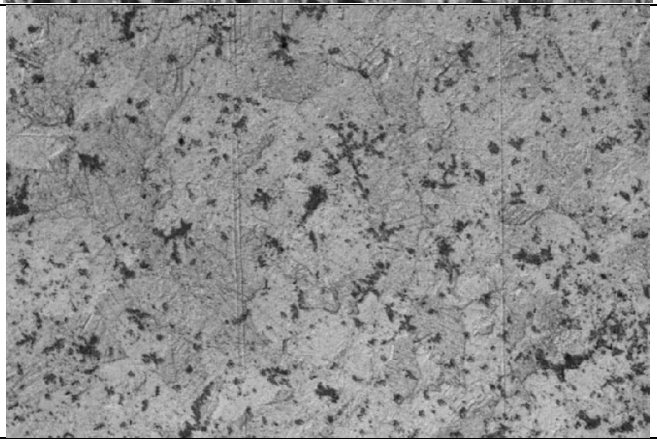
Obecnie najczęściej stosowaną metoda otrzymywania metalowych elementów (wkładów, koron, mostów, szkieletów protez ruchomych) jest odlewanie precyzyjne, które odbywa się metodą „traconego wosku" [3]. W chwili obecnej, dzięki rozpowszechnieniu systemów CAD/CAM, otrzymaliśmy nowe narzędzia do wykonywania uzupełnień metalowych: urządzenia wykorzystujące lasery lub wiązkę elektronów [4].

Badaniom poddano stop kobaltowy typu Co-Cr-Mo, często stosowany w stomatologii do wytwarzania uzupełnień protetycznych. Analizowano dwie metody wytwarzania elementów protez- tradycyjne odlewanie metodą traconego wosku i nowoczesną technikę wytwarzania elementów „na miarę"- SLM.

4. PORÓWNANIE METOD WYTWARZANIA

Przeprowadzono badania na próbkach stomatologicznego stopu kobaltu wykonanych dwoma metodami: nowoczesna SLM i klasyczna odlewania. Przeprowadzono analizę i badania, a wyniki przedstawiono w tabeli 1.

Tab. 1. Porównanie cech elementu odlewanego i SLM

Cecha porównywana	ODLEW	SLM
Czas wykonania 1pkt protetycznego	4 godz. 30 min	9 godz.
Koszt wykonania 1pkt protetycznego	30 zł	15 zł
Odchyłki kształtu	~0,45mm 	~0,1mm 
Chropowatość Ra [mm]	16,89	33,21
Mikrotwardość $HV_{0,1}$	211	662
Struktura odlewu		
Struktura SLM		

4. WNIOSKI

Przed technikiem dentystycznym staje aktualnie wybór: czy poddać się nowoczesnym technologiom, czy pozostać w środowisku technik klasycznych. Głównym celem powinno być dobro pacjenta. Wiąże się to z dokładnością wykonania. Pomiary metrologiczne wykazały, że w technika odlewania wiąże się ze znacznie mniejszą dokładnością wymiarową. Ma to ogromne znaczenie, gdy dotyczy szczelności brzeżnej uzupełnień. Wyniki badań strukturalnych wykazały wpływ technologii otrzymywania na jakość materiału. Struktura stopu otrzymanego metoda SLM jest jednorodna, widoczne są regularne kryształy, gdzieniegdzie wydzielenia. Natomiast na przekroju próbki odlewanej widoczne są liczne pory oraz niejednorodność fazowa, struktura nie jest homogenna. Może to skutkowa wpływem na własności wytrzymałościowe wyrobu.

Efekt ekonomiczny wskazuje na opłacalność stosowania nowoczesnej metody SLM w przypadku większych placówek wykonawczych. Pod uwagę wzięte były tylko koszty materiałowe, nie wliczono kosztów ekonomicznych oraz kosztów utrzymania pracownika. Czasochłonność obu metod wskazuje na dwukrotną przewagę techniki SLM nad odlewaniem. Podkreślić trzeba ze przez 9 godzin pracy projektant-wykonawca SLM wytworzy dużo więcej gotowych prac niż technik dentystyczny za pomocą odlewania. Co w wymiarze długoczasowym znowu korzystniej wypada na tle wykorzystywania SLM.

LITERATURA

[1] Majewski S.: Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej, Wyd. Stomatologiczne SZS-W w Krakowie, Kraków 2000
[2] www.cebbis.eu, „Generatywne techniki wytwarzania w rozwoju innowacji”
[3] Polak A.: Teoretyczne podstawy i wskazówki z zakresu odlewnictwa, Magazyn Nowoczesny technik dentystyczny, kwiecień czerwiec 2/2005
[4] Santos E. C., Shiomi M., Osakada K., Laoui T.:Rapid manufacturing of metal components by laser forming. Inter. Journal of Machine Tools & Manufacture 46, 2006

THE EFFECTS OF PRODUCTION TECHNOLOGY ON COBALT ALLOY MATERIAL PROPERTIES USED IN DENTAL TECHNIQUES

Abstract: One of the stages in the process of restoration of dental prostheses is the shape which was designed to achieve a complement in the metal. It is an important step and exposed to many setbacks. The article gives a comparison of two methods of dental technology: traditional casting and modern SLM. The test was in the form of a cobalt alloy prosthetic square bales samples.

Monika MALARA, Agata RACZYŃSKA, Inżynieria Biomedyczna, Politechnika Śląska, Zabrze
Iwona CHUCHNOWSKA, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

CZUJNIKI – KLUCZEM DO WSPOMAGANIA ROZWOJU PSYCHORUCHOWEGO DZIECI

Streszczenie: W pracy przedstawiono zagadnienia dotyczące zaburzeń i metod wspomagania rozwoju psychoruchowego, z wykorzystaniem podzespołów elektronicznych. W związku z brakiem urządzeń dostosowanych do potrzeb oraz ograniczeń dzieci niepełnosprawnych, dokonano przeglądu dostępnych czujników. Zweryfikowano je pod kątem zastosowania w urządzeniach projektowanych z myślą o dzieciach z zaburzeniami motoryki precyzyjnej. Przeprowadzono badania precyzji i siły nacisku z udziałem dzieci niepełnosprawnych i zdrowych.

Słowa kluczowe: Czujniki, motoryka precyzyjna, integracja sensoryczna, siła nacisku

1. WSTĘP

Obecnie pedagogika oraz psychologia określają zabawę jako podstawę działalności dziecięcej, będącej niezbędnym elementem prawidłowego rozwoju dziecka. Zwłaszcza podczas choroby oraz rehabilitacji najmłodsi poprzez zabawę uczą się, poprawiając jednocześnie swój stan zdrowia i psychikę. Dostarczenie odpowiedniego wyposażenia edukacyjno-rozwojowego, dostosowanego do wieku, zainteresowań oraz aktualnego stanu zdrowia dziecka, jest czynnikiem przyspieszającym rekonwalescencję. Uszkodzenie narządu ruchu u dzieci, upośledzenie umysłowe, czy zaburzenia wzroku, słuchu charakteryzują się specyficznymi cechami zachowania, które należy uwzględnić przy różnych formach terapii [2]. Z pomocą przychodzą nowinki technologiczne oraz stale rozwijająca się elektronika. Zastosowanie odpowiednich czujników oraz elementów pasywnych pozwala zrealizować interesujące urządzenia przeznaczone dla dzieci niepełnosprawnych, znacznie uatrakcyjnia zabawki edukacyjne, dzięki czemu dzieci chętniej się nimi bawią i znacznie łatwiej przyswajają wiedzę. Stworzono urządzenie wykorzystujące czujniki do pomiaru siły nacisku wraz z elementami motywującymi. Przeprowadzono badania z jego zastosowaniem w jednej ze Szkół Specjalnych, których głównym celem było zbadanie precyzji chwytu oraz siły nacisku w zależności od rodzaju i stopnia niepełnosprawności. Urządzenie zapewnia interaktywność, różnorodność i możliwość dostosowania do większości dysfunkcji ruchowych i neurologicznych. Bieżąca kontrola postępów ćwiczeń, silne motywowanie dziecka, pomoc podczas prowadzenia czynności koordynacji wzrokowo-ruchowej, to tylko część opcji, które mogą być realizowane z zastosowaniem elektroniki. Niestety, rynek oferuje bardzo niewiele rozwiązań skierowanych dla dzieci z zaburzeniami psychoruchowymi oraz urządzeń projektowanych z myślą o nich. Dostępne są jedynie aplikacje uruchomiane za pomocą komputera, telefonu, tabletu do których placówki oświatowe mają ograniczony dostęp.

2. CHOROBY ZABURZAJĄCE MAŁĄ MOTORYKĘ

Zaburzenia w rozwoju manualnym charakteryzują się głównie nieprawidłowym napięciem mięśni palców, dłoni, nadgarstka i przedramienia oraz zakłóceniami koordynacji wzrokowo - ruchowej. Wszelkie opóźnienia mogą być związane z różnym tempem dojrzewania układów stawowo - mięśniowych, co powoduje niedostateczne, dla wykonania danego ruchu, napięcie mięśniowe [3]. Innymi przyczynami opóźnień w rozwoju ruchowym dziecka mogą być: uszkodzenie ośrodkowego lub obwodowego układu nerwowego (np. niedowłady kończyn, porażenia połowicze prawej bądź lewej strony ciała), niedojrzałość albo mikrouszkodzenia układu piramidowego lub pozapiramidowego, zaburzenia procesu lateralizacji, urazy głowy, zapalenie opon mózgowych i mózgu w okresie jego dynamicznego rozwoju.

Opóźnienia w rozwoju motoryki widoczne są między innymi u dzieci z: autyzmem, upośledzeniem umysłowym, mózgowym porażeniem dziecięcym, wodogłowiem oraz u dzieci z uszkodzeniami lub zaburzeniami czynności układu nerwowego. Dzieci te często charakteryzują objawy takie jak spastyczność, porażenie lub niedowłady (określane również jako osłabienie mięśni), wzmożenie odruchów głębokich oraz zaburzenia koordynacji wzrokowo - ruchowej. Ponadto widoczny jest zbyt wysoki/niski poziom aktywności ruchowej, impulsywność oraz trudności w dłuższym skoncentrowaniu się na określonym przedmiocie - dominuje uwaga mimowolna.

Niepełnosprawność umysłową należy rozpatrywać pod kątem głębokości upośledzenia wyrażonego poprzez stopnie: lekki, umiarkowany, znaczny i głęboki. Pozwalają one określić jakie cechy będą charakteryzować niepełnosprawnego. W stopniu lekkim sprawność spostrzegania występuje w normie, osoby mają problemy z wyróżnieniem istotnych szczegółów, ich uwaga skupia się na konkretnych rzeczach, natomiast ograniczona jest na materiałach abstrakcyjnych [1]. Osoby te wolniej się uczą, często bez zrozumienia, posiadają dobrą pamięć mechaniczną, ale słabą logiczną i dowolną. Dominuje u nich wolne tempo myślenia, połączone z ograniczoną precyzją ruchów. Osoby umiarkowanie upośledzone umysłowo mają trudności w dłuższym skoncentrowaniu się na określonym przedmiocie czy czynnościach, dominuje u nich uwaga mimowolna, przyciągana przez nowy, silny lub niezwykły bodziec [1]. U osób znacznie upośledzonych umysłowo mogą wystąpić: wady wzroku, słuchu, niedowłady, porażenia kończyn oraz różne schorzenia somatyczne. Koncentrują uwagę mimowolną na przedmiotach i czynnościach, które budzą żywe zainteresowanie. W obrębie danej choroby, stopień niepełnosprawności decyduje o wyglądzie, zachowaniu czy rehabilitacji niepełnosprawnej osoby, w związku z czym wszystkie dzieci wymagają indywidualnego leczenia oraz wspomagania rozwoju.

3. PODZESPOŁY ELEKTRONICZNE, A PERCEPCJA WZROKOWO – RUCHOWA

Powszechne stosowanie elektroniki i jej komponentów przyczynia się do tworzenia urządzeń, przedmiotów zarówno w branży przemysłowej, jak i rozrywkowej i edukacyjnej. Obecnie ważne jest reagowanie i odczytywanie wszelkich nieprawidłowości bądź zmian świata zewnętrznego. Za wykrywanie tych zmian, czyli wielkości fizycznych odpowiada czujnik, główny element układu pomiarowego. Na wejściu otrzymuje on energię pochodzącą z różnych źródeł np. mechaniczne, cieplne, magnetyczne, elektryczne czy chemiczne [4]. Można bezpośrednio dokonywać pomiaru danej wielkości np. temperatury, bądź generować sygnał podczas pomiaru, w momencie osiągnięcia nieprawidłowej wielkości mierzonego parametru. Sensory, połączone z przetwornikami mikroprocesorowymi wykonują dodatkowe funkcje, które wykorzystuje się do bardziej zaawansowanego sterowania [2].

3.1. Czujnik dotyku i nacisku

Czujniki siły pozwalają na pomiar siły nacisku pomiędzy segmentem ciałem (dłoń, stopa, palec), a jakąkolwiek powierzchnią. Dostępne w wykonanych jedno- i wielopunktowych, które mogą przyjmować różne kształty i dowolną ilość punktów pomiarowych w zależności od przeznaczenia.

(a) (b) (c)

Rys. 1. Przykład czujników dotyku: (a) czujnik punktowy, (b) czujnik szczękowy, (c) czujnik hand [5]

Idea działania czujników foliowych polega na zmianie rezystancji materiału nadrukowanego na cienkim, poliestrowym podłożu pod wpływem zewnętrznego nacisku na jego aktywny obszar [5]. Dzięki takiemu rozwiązaniu czujniki mają tylko 100μm grubości oraz pozwalają na wykonywanie precyzyjnych pomiarów z dokładnością do 0.1N. Możliwe jest wykorzystanie ich w urządzeniach wspierających małą motorykę w obrębie dłoni, wspomagając kształtowanie i kontrolowanie ruchów, w ćwiczeniach wszelkiego rodzaju chwytów, a poprzez to wzmocnienia napięcia mięśniowego rąk i palców.

3.2. Czujnik koloru

Czujniki koloru stosują metodę pomiarową tzw. trójkolorową, polegającą na podświetleniu elementu światłem czerwonym, zielonym, niebieskim. Na tej podstawie określają współrzędne chromatyczne odbitych promieni i sprawdzają z wzorcowymi wartościami, które zostały wcześniej zapisane [6]. Poszczególne modele różnią się głównie zasięgiem (od 12 do 60mm), a liczba kolorów, które czujnik zapamiętuje mieści się w przedziale od jednego do czterech. Można je wykorzystać do sprawdzania poprawności rozróżniania kolorów przez dziecko oraz kształtowania zdolności szukania analogii i skojarzeń [2].

Rys. 2. Czujnik koloru [6]

3.3. Czujnik ultradźwiękowy

Czujniki ultradźwiękowe wykorzystują falę dźwiękową o wysokich i nie słyszalnych dla ludzi częstotliwościach, powyżej 20 kHz. Działają na zasadzie odbicia fali ultradźwiękowej przeniesionej na energie mechaniczną. Napotkanie przeszkody, tworzy echo, czyli powrót odbitej fali dźwiękowej do czujnika. Działa on jak echosonda, przy pomocy układów elektronicznych, przetwornik piezoelektryczny wysyła wiązkę ultradźwiękową od 100 μs do 1ms o częstotliwości 40-400 kHz. Wiązka odbija się od obiektu, a gdy powróci określany jest sygnał i odległość przedmiotu na podstawie pomiaru czasu jaki był potrzebny, aby fala przebyła całą drogę. Czujniki ultradźwiękowe są wykorzystywane do detekcji przedmiotów, ludzi, urządzeń, poziomów cieczy przezroczystych, nieprzezroczystych. Postęp, który nastąpił w elektronice sprawił, ze te czujniki stały się tańsze, niezawodne i prostsze. Można je wcześniej w celach rozrywkowych. Aby przeprowadzić pomiary które dałyby miarodajne

wykorzystać w różnych środowiskach bez względu na zanieczyszczenia, porowatość powierzchni, barwy czy oświetlenie.

W związku z przeznaczeniem zgodnym z tematem niniejszego artykułu, stanowią one najwłaściwsze rozwiązanie ze względu na zasięg pomiaru od 2cm do 500cm z dokładnością do 0,3cm. Ponadto gwarantują krótki czas reakcji wynoszący 60ms od wykrycia obiektu. Mogą służyć do przeprowadzania ćwiczeń grafomotorycznych, sprawdzając poprawność ruchów dziecka, poprzez sygnalizowanie opuszczenia narzuconego obszaru rysowania. Prawidłowe wykonanie ćwiczenia, potwierdzone przez czujnik, zostaje nagrodzone efektami dźwiękowymi i świetlnymi, co dodatkowo motywuje dziecko do nauki i ćwiczeń [2].

3.4. Czujnik pojemnościowy

Czujniki pojemnościowe umożliwiają wykrywanie obiektów metalowych oraz niemetalowych (np. szkła, drewna, plastiku, płynów, ceramiki). Wszystkie czujniki posiadają potencjometr umożliwiający regulację czułości i reagują na materiał, z którego wykonany jest dany obiekt [7]. Przykładem zastosowania może być okrągła tablica manualna ze specjalnymi otworami o różnych kształtach, wypełnianych przez dziecko masą (np. piaskoliną), kulkami metalowymi, elementami drewnianymi i plastikowymi. Pod każdym otworem znajdzie się czujnik indukcyjny lub pojemnościowy, który zareaguje na obiekt. Pozwoli to na określenie, co zostało umieszczone w pustych polach i sprawdzi poprawność zadania, uaktywniając odpowiednią stymulację np. włożenie w odpowiedni otwór drewnianego klocka generuje dźwięk, metalowej kulki otworzy pojemniczek z olejkiem eterycznym, plastikowy trójkąt uruchomi wibracje, dzięki silniczkowi zamontowanemu pod otworem w obudowie [2].

Rys. 3. Czujnik pojemnościowy [7]

4. BADANIE SIŁY NACISKU U DZIECI Z ZABURZENIAMI MOTORYKI

Przeprowadzono badania w jednej ze Szkół Specjalnych, których celem był pomiar siły nacisku oraz precyzji chwytu pęsetkowego. W celach porównawczych badaniom poddano dwójkę prawidłowo rozwijających się dzieci. Pomiaru dokonano przy pomocy układu składającego się z dwóch czujników siły, mini modułu z procesorom Atmega32, wskaźnika diodowego oraz głośnika. Wraz ze wzrostem siły nacisku dziecka na obszar aktywny czujnika, następowało zwiększenie się liczby zapalonych diod (wskaźnik ilościowy chwytu) – bodziec wzrokowy [3]. Zastosowano również motywację w formie efektu dźwiękowego, który aktywował się w momencie osiągnięcia, maksymalnej (założonej) siły nacisku.

Rys. 4. Badania siły nacisku z udziałem dzieci zdrowych [3]

Badaniom poddano 17 uczniów w wieku od 9 do 18 lat z zaburzeniami powodującymi opóźnienia w rozwoju motoryki, do których należą dzieci z autyzmem, upośledzeniem umysłowym, mózgowym porażeniem dziecięcym, wodogłowiem i dzieci z uszkodzeniami lub zaburzeniami czynności układu nerwowego.

Uśrednione wyniki dla lewej ręki:

Tabela 1. Uśrednione wyniki dla lewej ręki

Lp.	Schorzenie	Wynik w [V]		Wynik w [N]	
		Min.	Max.	Min.	Max.
1.	Wodogłowie	3.27	4.49	5.5	41
2.	Autyzm	3.26	4.32	5.5	6
3.	Mózgowe porażenie dziecięce	2.8	4.34	3.1	12
4.	Niskie napięcie mięśniowe	2.13	2.81	2.7	3.1
5.	Uszkodzenie czynności układu nerwowego	3.02	4.43	3.14	15

Uśrednione wyniki dla prawej ręki:

Tabela 2. Uśrednione wyniki dla prawej ręki

Lp.	Schorzenie	Wynik w [V]		Wynik w [N]	
		Min.	Max.	Min.	Max.
1.	Wodogłowie	3.52	4.52	5.8	45
2.	Autyzm	3.27	4.5	6.63	43
3.	Mózgowe porażenie dziecięce	2.74	4.42	2.5	17
4.	Niskie napięcie mięśniowe	2.9	4.32	3.2	6
5.	Uszkodzenie czynności układu nerwowego	2.81	3.14	3.14	5.3

Otrzymano wyniki z zakresu 2.7N - 45N. Największą siłę nacisku uzyskali uczniowie z wodogłowiem (min. 5.8N. max. 45N). Dzieci autystyczne wykazały wartość minimalną mniejszą o 0.3N, jednak maksymalna jest niemal trzykrotnie niższa (max. 17N) w porównaniu do dzieci w wodogłowiem. Dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym cechuje bardzo duży rozrzut wyników (min. 2.5N. max. 43N). Uczniowie z niskim napięciem mięśniowym (min. 2.7N. max. 6N) oraz z uszkodzeniami czynności układu nerwowego (min. 3.14N. max. 5.3N) wykazują porównywalne do siebie wyniki, jednak są one najniższe spośród grupy osób badanych. Widoczna jest niewielka różnica wynosząca średnio 0.295N między lewą i prawą ręką. Wszystkie dzieci posiadają większą siłę nacisku w ręce prawej,

z wyjątkiem osoby badanej obarczonej uszkodzeniem czynności układu nerwowego, czego skutkiem są zaburzenia manipulacyjne lewej dłoni. Badani, u których rozwój przebiega prawidłowo wykazują porównywalne wyniki siły nacisku do osób ze schorzeniami takimi jak autyzm, czy wodogłowie. Maksymalna siła nacisku dzieci zdrowych wynosi 47N, podczas gdy minimalna nie spada poniżej 5.8N.

Nie jest możliwe jednoznaczne określenie zależności siły nacisku od płci oraz wieku, w związku z znacznymi różnicami w przebiegu choroby. Wyniki badań potwierdziły prawidłowość doboru skali pomiaru oraz zakres zmienność zapalania się poszczególnych diod wskaźnika siły nacisku w urządzeniu. Wzrost liczby powtórzeń ćwiczenia powoduje widoczną poprawę precyzji chwytu oraz zwiększenie siły nacisku dziecka na obszar aktywny czujników. Dzieci dążą do wykonania idealnego chwytu zgodnego z wzorcem, wyznaczonym przez strefę prawidłowego chwytu, w miejscu umieszczenia nakładek na długopis pod którymi umieszczono czujniki. Istotne jest, że każde z badanych dzieci, po wykonaniu kilku cykli powtórzeń było w stanie co najmniej raz osiągnąć maksimum założone w programie. Wiąże się to z zapaleniem wszystkich diod oraz wystąpieniem bodźca dźwiękowego, co działa bardzo podbudzająco i motywuje dziecko do podjęcia kolejnych prób.

LITERATURA

[1] Kirejczyk K.: Upośledzenie umysłowe - pedagogika pod redakcją Kazimierza Kirejczyka., PWN, 1981
[2] Malara M.: Praca dyplomowa magisterska, Projekt interaktywnych plansz edukacyjnych dla dzieci niepełnosprawnych umysłowo, Zabrze, 2014
[3] Raczyńska A.: Praca dyplomowa magisterska, Projekt interaktywnego urządzenia rehabilitacyjnego wspomagającego naukę chwytu pęsetowego u dzieci, Zabrze, 2014
[4] http://teleinfo.pb.edu.pl/lab/uklady-elektroniki-prof-2/cwiczenie5.pdfh, 21.05.2014
[5] http://www.czujniki.pl/czujnikisily.htm, 14.05.2014
[6] http://www.sick.com/pl/pl-pl/home/colour-sensors.aspx, 10.05.2014
[7] http://automatykab2b.pl/prezentacja-artykul/2792-czujniki-elektroniczne-wofercie-schneider-electric, 10.05.2014

SENSORS – KEY TO SUPPORTING CHILDREN'S PSYCHOMOTOR DEVELOPMENT

Abstract: The article presents issues concerning the disorder and methods of supporting psychomotor development, the use of electronic components. In the absence of facilities tailored to the needs and limitations of children with disabilities, was done a review of available sensors. Verified them for use in devices design for children a disorder motility precise. Study was carried out precision and pressure force involving disabled and healthy children.

Emilia MAZGAJCZYK, Patrycja SZYMCZYK, Edward CHLEBUS, Katedra Technologii Laserowych, Automatyzacji i Organizacji Produkcji, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wrocławska, Wrocław

ZASTOSOWANIE TECHNOLOGII REP-RAP DO WYTWARZANIA FUNKCJONALNYCH STRUKTUR Z PLA

Streszczenie: W niniejszej pracy skupiono się na omówieniu technologii addytywnej, jaką jest technologia „Rep-Rap", w kontekście zastosowania jej w inżynierii tkankowej. Określono parametry mające największy wpływ na jakość wytwarzanych elementów. Wykazano wpływ temperatury głowicy na geometrię wytwarzanej struktury. Materiał, który został wykorzystany w procesie to biodegradowalny oraz biokompatybilny polimer (PLA-Polilaktyd), powszechnie stosowany w inżynierii regeneracyjnej.

Słowa kluczowe: Rep-Rap, skafold, PLA, Rapid Prototyping

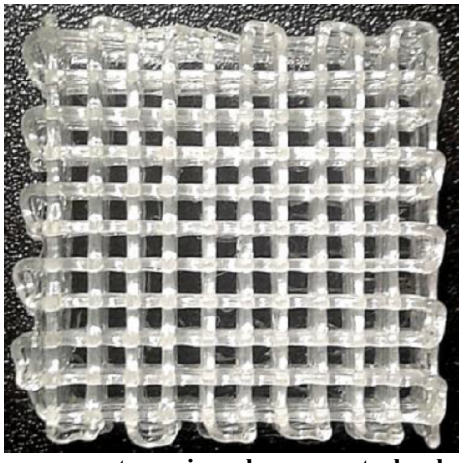
1. WSTĘP

Wiek XX przeszedł do historii, jako okres niespotykanego wcześniej rozwoju nauki i techniki. W XXI wiek wkroczyliśmy rozwijając wiele dziedzin, miedzy innymi inżynierię tkankową, która jako zagadnienie interdyscyplinarne łączy wiedzę naukowców zarówno z dziedzin inżynierii materiałowej, chemii oraz nowoczesnych technologii z medycyną.
Inżynieria tkankowa to interdyscyplinarna dziedzina nauki stosowana m.in. w leczeniu dużych ubytków kości spowodowanych np. usunięciem tkanki zmienionej przez nowotwór, których organizm nie jest w stanie samodzielnie zregenerować. Odbywa się to poprzez projektowanie i produkowanie rusztowań komórkowych (skafoldów). W tym celu rozwijane są metody polegające na stworzeniu warunków do odbudowy tkanki rodzimej na specjalnych rusztowaniach komórkowych – skafoldach, wszczepianych do organizmu w miejscu, w którym taka tkanka jest potrzebna [1]. Macierz międzykomórkowa, w której znajdują się komórki, chroni je przed mechanicznymi uszkodzeniami, a dodatkowo umożliwia ich proliferację, migrację oraz namnażanie. Siatka włókien zanurzonych w macierzy umożliwia adhezję komórek na ich powierzchni. Najlepiej aby skafold, jak najwierniej odwzorowywał architekturę ECM (*extracellular matrix*) i pozwalał komórkom zachowywać się tak jak w macierzystej tkance. Komórki wymagają osadzenia ich w strukturach trójwymiarowych, z połączonymi porami, tak by mogły przerastać w głąb rusztowania oraz wytwarzać naczynia krwionośne. Porowata konstrukcja stanowiąca rusztowanie dla komórek podczas hodowli *in vitro* musi także przenosić obciążenia biomechaniczne po implantacji *in vivo*. Inżynieria tkankowa wykorzystuje wiele różnorodnych materiałów oraz procesów by z sukcesem zregenerować uszkodzoną strukturę. Zastosowanie technologii generatywnych pozwoli na pełną kontrolę nad docelową geometrią struktury skafoldu oraz zapewni wysoką powtarzalność procesu wytwórczego. Proces wytwarzania struktur w technologiach generatywnych (*Rapid Prototyping* RP) odbywa się warstwa po warstwie, na podstawie modelu zaprojektowanego w programie CAD, bądź uzyskanego dzięki rekonstrukcjom

geometrycznym w badaniach *Reverse Engineering*, podzielonego na warstwy o odpowiednio dobranej zadanej grubości. Mając na uwadze złożony kształt, jakim charakteryzują się struktury przestrzenne o otwartej porowatości, ważne staje się ich dokładna charakteryzacja, zwłaszcza tak istotnych cech jak jakość powierzchni, porowatość całkowita, czy średnica prętów [2].

Dotychczas najwięcej badań nad przyrostowym wytwarzaniem struktur skafoldowych dotyczyło technologii *3D Printing* (3DP) oraz *Fused Deposition Modeling* (FDM). Przy wytwarzaniu tego typu struktur, problemem staje się usuwanie nadmiarowego materiału właściwego (*build material*) lub materiału wspierającego (*support material*) z wnętrza struktury [3]. W przypadku technologii opartych na dwóch materiałach jak w FDM rozwiązanie problemu jest prostsze – materiał wspierający jest inny niż materiał właściwy i może być rozpuszczalny, co ułatwia jego usuwanie. W proszkowych technologiach przetwarzających proszki metali (*powder-bed*), takich jak *Selective Laser Sintering* i *Selective Laser Melting*, kolejne warstwy modelu budowane są z nowo naniesionego proszku, bezpośrednio na poprzednich warstwach, co zapewnia trwałe połączenie w obrębie całego modelu. W tym wypadku materiał właściwy jest równocześnie materiałem wspierającym i możliwość usunięcia jego niezwiązanej objętości zależy w największym stopniu od wielkości cząstek proszku i jego sypkości. Nakłada to jednak ograniczenia na najmniejsze wielkości otworów w strukturze, przez które można usunąć proszek [4].

Ciekawym rozwiązaniem wydaje się być bezpośrednie wytworzenie funkcjonalnych struktur, mających na celu odbudowę uszkodzonych tkanek. Dlatego też, w niniejszej pracy przedstawiono technologię Rep-Rap, która jest jedną z przedstawicielek generatywnych technik wytwarzania. Przykładowa struktura trójwymiarowa wytworzona w oparciu o tą technologię została przedstawiona na rysunku 1.



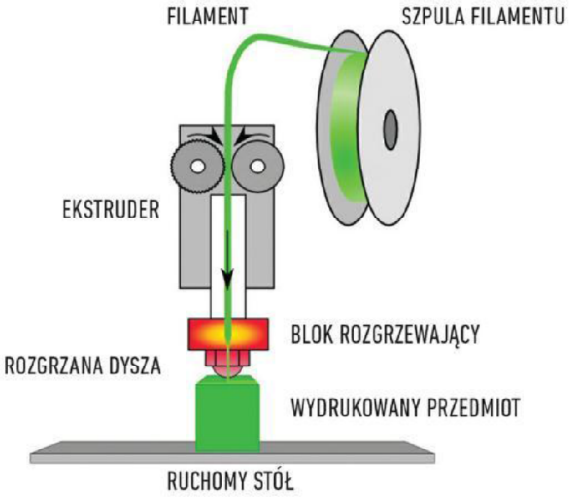
Rys. 1. Trójwymiarowe rusztowanie wykonane w technologii Rep-Rap z PLA

Optymalizacja procesu wytwórczego, obejmująca dobór odpowiednich parametrów procesu, jest niezwykle ważna z punktu widzenia wytwarzania struktur o tak skomplikowanej geometrii. Celem niniejszej pracy było określenie parametrów, mających wpływ na budowaną strukturę. W ramach zadań badawczych określono wpływ temperatury głowicy plotującej na geometrię pojedynczej ścieżki. Analizę geometryczną wytworzonych ściegów przeprowadzono z wykorzystaniem metod mikroskopii konfokalnej oraz skaningowego mikroskopu elektronowego. Do wytworzenia próbek jednowymiarowych, wybrano biodegradowalny oraz biokompatybilny materiał polimerowy (PLA - polilaktyd).

2. TECHNOLOGIA REP-RAP

Technologie generatywne są dynamicznie rozwijającymi się metodami wytwórczymi w ostatnich latach. Technologie te stanowią grupę metod wytwórczych, w których budowa modeli fizycznych następuje generatywnie (addytywnie, przyrostowo) tj. poprzez dodawanie warstwa po warstwie materiału w celu uzyskania zaprojektowanego kształtu. Metody warstwowego wytwarzania (*Layered Manufacturing* LM) są wykorzystywane do szybkiego prototypowania. Na rynku istnieje wiele procesów LM, których wspólnym mianownikiem jest przyrostowość [5].

Zasada działania technologii Rep-Rap (*Replicating Rapid Prototyper)* polega na wytwarzaniu przy pomocy topionego filamentu, tj. materiału wykorzystywanego do budowy modeli, w postaci drutu o średnicy 3 mm. Główną rolę pełni głowica, która rozgrzewa aplikowany materiał. Schemat urządzenia przedstawiono na rysunku 2.



Rys. 2. Schemat głowicy drukującej urządzenia Rep-Rap

Spośród parametrów, które mają istotny wpływ na proces wytwarzania za pomocą technologii Rep-Rap, można wyróżnić:

- temperaturę przetwarzania (T_g [^oC]) – temperatura dyszy (głowicy) wytłaczającej,
- temperaturę platformy (T_p [^oC]) – podwyższona temperatura stołu roboczego pozwala na lepsze przywieranie pierwszych warstw do powierzchni,
- wysokość warstwy (Z [mm]) – sterująca rozdzielczością warstw, ograniczana odgórnie przez otwór w dyszy wytłaczającej,
- prędkość budowania (V_g [mm/min]) – szybkość posuwu dyszy w osiach XY, wyróżniona dla różnych etapów procesu,
- średnica dyszy (D [mm]).

3. MATERIAŁ I METODA

Stosowane w medycynie materiały polimerowe możemy podzielić na dwie główne grupy: pochodzenia naturalnego oraz syntetycznego. Każde z nich muszą spełniać wymogi norm. Odnosi się to nie tylko do produkcji, ale również do ich przetwarzania w końcowym etapie, sterylizacji oraz do odpowiedniego określenia jak wyrób zachowuje się w środowisku tkankowym. Właściwości biologiczne oraz mechaniczne kwalifikują wyrób polimerowy do kategorii produktów medycznych.

Produkty degradacji polimerów bioresorbowalnych to związki przemiany materii, które występują w organizmie i są naturalnie usuwane (np. kwas mlekowy), bądź stanowią składnik tkanek, należą więc do produktów nieszkodliwych. W odróżnieniu od degradacji polimerów bioresorbowalnych, produkty rozkładu polimerów biodegradowalnych nie występują w organizmie. Wspólną cechą rozkładu wyżej wymienionych polimerów jest nieszkodliwość produktu dla pacjenta. Większość polimerów syntetycznych ulega rozkładowi przez hydrolizę i są odporne na procesy enzymatyczne, co powoduje, że są nietoksyczne dla pacjenta. Polilaktyd (PLA) należy właśnie do tej grupy polimerów [6].

Trójwymiarowe wydruki przeznaczone do analizy wykonano z PLA, który w postaci drutu o średnicy 3 mm był przetwarzany na urządzeniu Rep-Rap. Stałe parametry technologiczne, zastosowane w trakcie wytwarzania to:

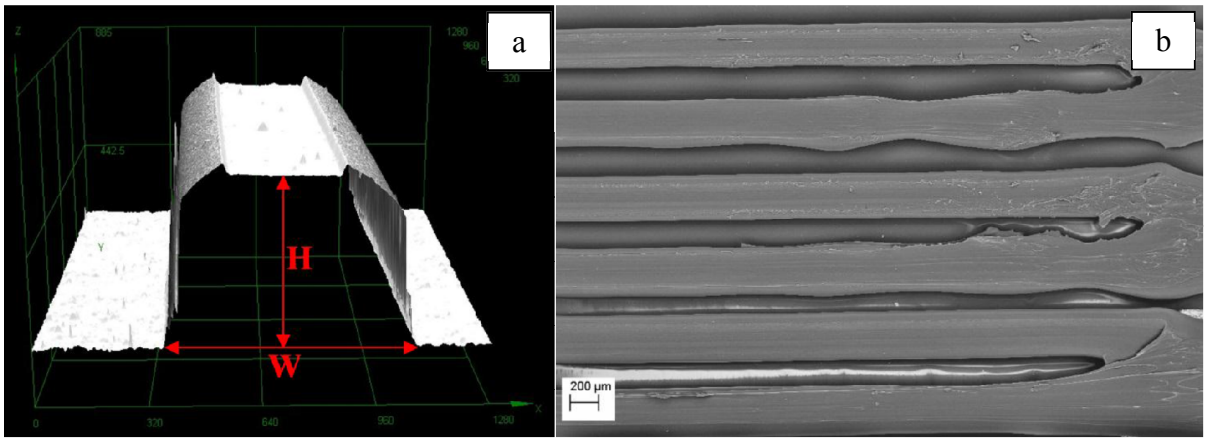
- średnica dyszy: 0,5 mm;
- temperatura platformy: 80 °C;
- wysokość dyszy nad platformą: 0,35 mm
- prędkość poruszania głowicy: 1260 mm/min.

Jako parametr zmienny procesu zastosowano temperaturę głowicy drukującej, gdzie dochodzi do uplastycznienia drutu z PLA, który jest wytłaczany przez dyszę urządzenia plotującego o średnicy 0,5 mm. Na podstawie wcześniejszych doświadczeń, wybrano trzy temperatury tj. 190, 200 i 210 [°C], dla których wytworzono pojedyncze wydruki.

Celem badań, przedstawionych w niniejszej pracy, było określenie wpływu temperatury głowicy plotującej na geometrię pojedynczej drukowanej ścieżki, wytwarzanej z materiału w postaci polimerowego drutu. Za pomocą mikroskopu konfokalnego (MK) wykonano zdjęcia topografii analizowanej struktury mierząc jej podstawowe charakterystyki geometryczne tj. grubość i szerokość (rys. 3).

3.1. Charakteryzacja geometryczna

Każdy wydruk przy zadanym zestawie parametrów składał się z 8 ścieżek. Pojedyncza ścieżka została zmierzona w dwóch miejscach, co w sumie dało 16 pomiarów dla jednej serii. Badano wysokość (H) oraz szerokość ścieżki (W) (rys. 3a).

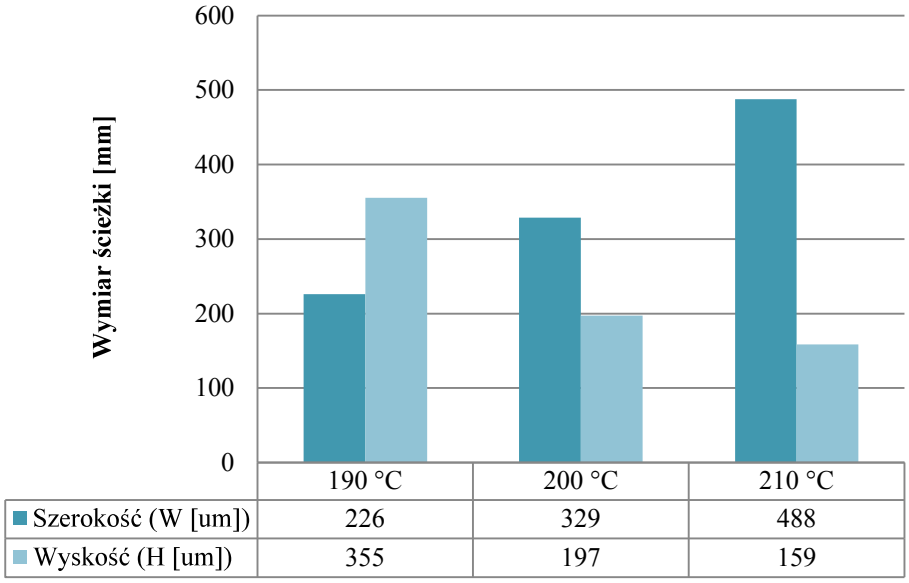


Rys. 3. a – sposób pomiaru wysokości (H) oraz szerokości (W) pojedynczej ścieżki -MK, b – widok wytworzonych ścieżek, SEM

Analiza powierzchni wytworzonych trójwymiarowych próbek została wykonana za pomocą skaningowego mikroskopu elektronowego, jako uzupełnienie wyników. Obraz SEM przykładowych ścieżek przedstawiono na rysunku 3b. Wykonane zdjęcia ich powierzchni, miały na celu zobrazowanie jakości wykonanych druków.

3.2. Wyniki badań

Na wykresie (rys. 4) przedstawiono zmierzone wartości podstawowych charakterystyk geometrycznych obejmujących wysokości oraz szerokości wydrukowanej ścieżki.



Rys. 4. Wpływ temperatury głowicy na geometrię ścieżki

W wyniku analizy stwierdzono, że zmiana temperatury, w której polimer jest przetwarzany ma duży wpływ na geometrię ścieżki. Jej wysokość zmienia się ponad dwukrotnie i dla najniższej analizowanej temperatury wartość ta wynosi 355 μm, natomiast dla temperatury na poziomie 210 °C uzyskana wartość jest niższa i wynosi 159 μm. Szerokość ścieżki wykazuje przeciwną zależność, im wyższa temperatura głowicy drukującej, tym szersza ścieżka. Jest to zgodne z oczekiwaniami, gdyż im materiał jest bardziej rozgrzany, tym większe prawdopodobieństwo, że ścieżka będzie się „rozpływać" na platformie w trakcie procesu wytwarzania, stąd największa szerokość przy najniższej wysokości (tj. dla 210 °C).

Należy zwrócić uwagę na to, że idealną geometrię ścieżki otrzymujemy wtedy, gdy jej przekrój jest kołowy, a więc wtedy gdy szerokość jest zbliżona do jej wysokości. W celu określenia jakości wytworzonych druków, wyznaczono stosunek wysokości ścieżek do ich szerokości (H/W [-]), który powinien w idealnym przypadku wynosić 1. Wartość tego parametru przedstawiono w tabeli poniżej.

Tab. 1. Stosunek szerokości do wysokości ścieżki

	W	H	W/H
190 °C	226	355	1.6
200 °C	**329**	**197**	**0.6**
210 °C	488	159	0.3

Przeprowadzona analiza ujawniła, że optymalny zestaw parametrów technologicznych uzyskano dla temperatury głowicy wynoszącej 200 °C.

Analiza mikroskopowa wykazała, że kształt ścieżek jest nieregularny, niezależnie od zastosowanych parametrów procesu. Druki nie posiadają regularnego przekroju kołowego, co potwierdzają uzyskane wyniki wyznaczonej doświadczalnie zależności szerokości ścieżki do

jej wysokości. Zaobserwowane zagłębienia na powierzchniach wytworzonych ścieżek, powstały w wyniku przesuwania igły dozującej.

4. PODSUMOWANIE

Technologie addytywne pozwalają na wytwarzanie obiektów zawierających funkcjonalne struktury wewnętrzne. Jednym z obszarów aplikacji tych technologii jest wytwarzanie skafoldów medycznych, stanowiących substytut tkanki kostnej. Ze względu na zjawiska zachodzące podczas procesu wytwarzania, konieczne jest odpowiednie projektowanie każdego procesu pod kątem wytwarzanych kształtów geometrycznych. W przypadku struktur funkcjonalnych o celowo wprowadzonej porowatości globalnej, istotna jest wysoka jakość odwzorowania powierzchni i dokładność geometryczna.

W wyniku przeprowadzonych badań ujawniono, że temperatura głowicy dozującej istotnie wpływa na jakość wytworzonych ścieżek. Optymalizacja procesu wytwórczego umożliwiła uzyskanie powtarzalnych średnic ścieżek, o przekroju zbliżonym do kołowego. Dalsze kierunki badań, obejmują wytworzenie przestrzennych struktur (skafoldów) oraz przeprowadzenie szeregu badań, mających na celu określenie możliwości potencjału aplikacyjnego poprzez spełnienie wymagań wytrzymałościowych stawianych przed projektowaną konstrukcją.

LITERATURA

[1] Szymczyk P., Dybała B., Chlebus E., Fabrication of bone scaffolds from Ti-6Al-7Nb alloy by Selective Laser Melting, E-MRS 2013 FALL MEETING, Warsaw University of Technology, September 16, 2013
[2] Szymczyk P., Pawlak A., Ziółkowski G., Dybała B., Chlebus E., Charakteryzacja geometryczna i mechaniczna skaffoldów ze stopu Ti6Al7Nb wytworzonych w technologii laserowej mikrometalurgii, Aktualne Problemy Biomechaniki. 2013, z. 7, s.157-162
[3] 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. 2010; 31(3):461-6
[4] Chlebus E., Kurzynowski T.: Przegląd technik Rapid Prototyping do budowy metalowych modeli prototypowych, Górnictwo Odkrywkowe, nr 5/6, 2006 R. 48, s.71-74
[5] Mazgajczyk E.: Technologie generatywne na przykładzie Bioplotowania, Nowe trendy w naukach inżynieryjnych 4, t.1, 2013, s. 54-62
[6] Liu X., Ma P. X.: Polymeric Scaffolds for Bone Tissue Engineering, Annals of Biomedical Engineering, Vol 32, No 3, 2004, s. 477-486

PLA SCAFFOLDS MANUFACTURED BY REP-RAP TECHNOLOGY

Abstract: This study describes one of the additive technology, which is RepRap technique, in the context of its application in tissue engineering. The parameters, which have to greatest impact on the quality of printed structures, were specified. The purpose of present work is showing the influence of temperature of the plotting head on the scaffold geometry. The material that was used in the process are biodegradable and biocompatible polymer (PLA-polylactide), commonly used in tissue engineering.

Anna MAZUR, **Sylwia ŁAGAN**, Instytut Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

MODELOWANIE STRUKTUR KOSTNYCH DŁONI I ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA MES W ASPEKCIE OBCIĄŻEŃ BOKSERSKICH

Streszczenie: Artykuł prezentuje zagadnienia związane z zastosowaniem modelowania inżynierskiego w zakresie struktur kostno-chrzęstnych. W ramach pracy stworzony został model kośćca ręki zaciśniętej w pięść wraz z fragmentem kości promieniowej i łokciowej. Symulacja ma na celu zbadanie reakcji kości ręki człowieka na zderzenie z płaską przeszkodą (cios bokserski). Analizowano dwa przypadki, rozstrzygające skuteczność stosowania rękawic bokserskich. Do stworzenia modelu i przeprowadzenia analizy wytrzymałościowej użyto odpowiednich systemów CAD 3D.

Słowa kluczowe: biomechanika, sport, MES, modelowanie, analiza numeryczna

1. WSTĘP

Problem urazów sportowych jest zagadnieniem wartym rozważenia ze względu na charakterystykę takich obrażeń. Bardzo często bywają one bowiem mylnie uznane za błahe i lekceważone, co w konsekwencji prowadzić może do różnego rodzaju upośledzeń funkcji, a nawet wyraźnego kalectwa [1]. Stosowanie analiz wytrzymałościowych w biomechanice sportu jest szczególnie pomocne, gdyż testy z udziałem zawodników nie są możliwe ze względu na ryzyko kontuzji. Symulacje komputerowe umożliwiają natomiast w pełni bezpieczne i dokładne analizowanie sytuacji powodujących urazy. Metoda ta pozwala więc na prognozowanie uszkodzeń w obrębie struktur kostno-chrzęstnych. Wiedza taka daje bokserom możliwość uniknięcia niektórych złożonych urazów dłoni.

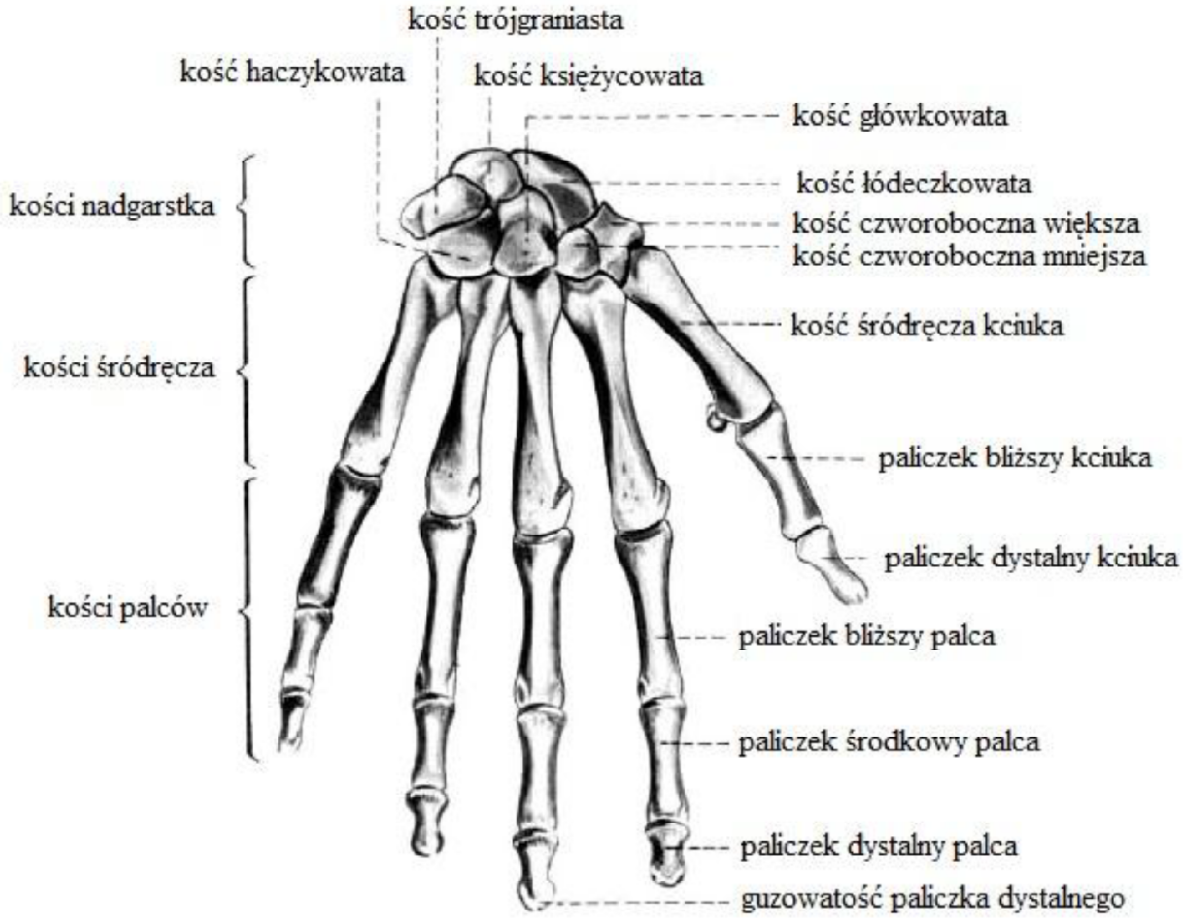
2. PRZEGLĄD LITERATUROWY

W rozdziale tym zawarto krótką budowę anatomiczną struktur obejmujących przedmiot badań oraz przegląd najczęstszych urazów w obrębie kości dłoni.

2.1. Budowa anatomiczna

Na ręce, w skład której wchodzi dwadzieścia siedem kości, wyróżniamy trzy odcinki: nadgarstek, śródręcze i palce (rys.1). Nadgarstek składa się z ośmiu kości, ułożonych w dwa szeregi po cztery kości, bliższy i dalszy. W skład szeregu bliższego, wchodzą kości: łódeczkowata, księżycowata, trójgraniasta i grochowata. Szereg dalszy nadgarstka stanowią

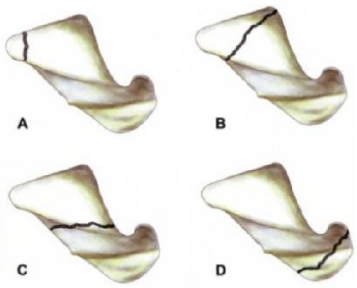
kości: czworoboczna większa, czworoboczna mniejsza, główkowata i haczykowata. Kolejnym odcinkiem ręki jest śródręcze. Składa się ono z pięciu kości, które oznaczamy liczbami poczynając od strony promieniowej. Ostatnim z odcinków są kości palców ręki, składające się z paliczków. Cztery palce strony łokciowej mają po trzy paliczki: bliższy, środkowy i dalszy, zaś pierwszy (kciuk) ma ich tylko dwa – bliższy i dalszy [2].



Rys. 1. Kościec ręki prawej (strona grzbietowa) [2]

2.2. Urazy w obrębie kości dłoni

Uszkodzenia kości dłoni są często występującymi obrażeniami ciała. Do najczęstszych i najpoważniejszych urazów dochodzi przy upadku na wyprostowaną rękę lub podczas uderzenia pięścią w przeszkodę (np. podczas walk bokserskich). Praca ma na celu symulację drugiego z wymienionych przypadków oraz analizę jego konsekwencji z punktu widzenia wytrzymałości materiałów i traumatologii. Najbardziej interesującym złamaniem z punktu widzenia rozważanego w pracy problemu jest tzw. „złamanie bokserskie". Jest to złamanie szyjki piątej kości śródręcza. Spotyka się je w przypadku uderzenia pięścią w twardy przedmiot (np. ścianę) [3]. Częstymi urazami są również złamania w obrębie kości nadgarstka. Stanowią one 25[%] złamań kończyn, a 18[%] wszystkich złamań ręki. Najczęściej uszkadzaną kością jest kość łódeczkowata (rys. 2). Przypadek ten stanowi 70[%] wszystkich złamań w obrębie ręki [4].

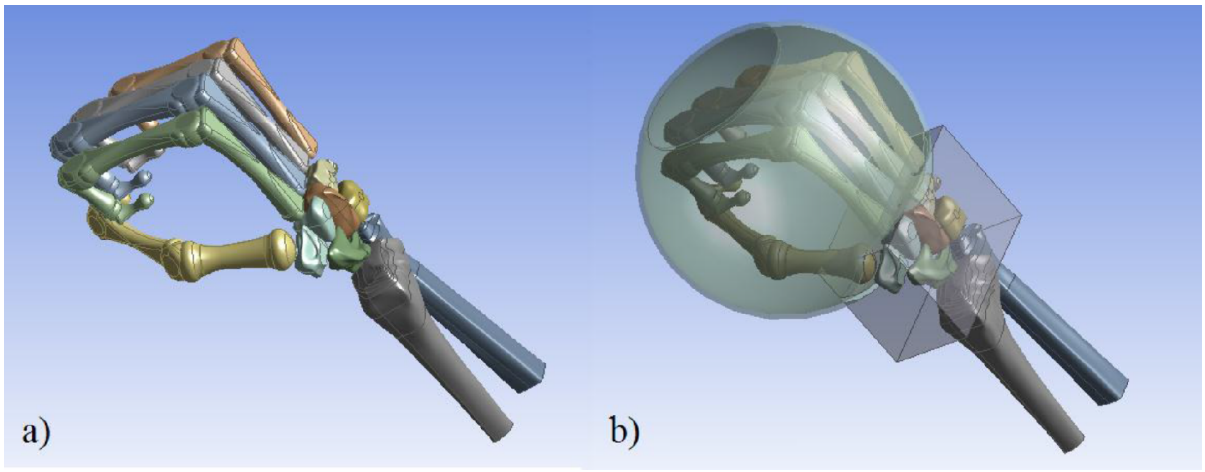


Rys. 2. Lokalizacje złamań w obrębie kości łódeczkowatej nadgarstka: (A) guzek, (B) biegun dalszy, (C) talia, (D) biegun bliższy [5]

Najczęściej mamy do czynienia ze złamaniami w obrębie talii (najwęższe miejsce kości), które często powikłane są brakiem zrostu.
Urazy bokserskie, interesujące nas w przypadku analizy uderzenia pięścią w przeszkodę, występują głównie wtedy, gdy dłoń i nadgarstek nie zostaną odpowiednio zabezpieczone. Podstawowym sprzętem są rękawice bokserskie, które amortyzują uderzenie oraz tzw. owijki bokserskie, czyli specjalne bandaże, służące do owijania dłoni. Pomagają one unikać groźnych kontuzji, gdyż chronią i usztywniają nadgarstki, kciuki i wszystkie kości śródręcza. Czyni to cios silniejszym i pewniejszym oraz bezpieczniejszym dla samego uderzającego.

3. MODELOWANIE STRUKTUR KOSTNO-CHRZĘSTNYCH

Współczesne modele do analiz inżynierskich z dziedziny biomechaniki otrzymywane są zazwyczaj z obrazowych wyników tomografii komputerowej. Jest to metoda dająca możliwość uzyskania wiernych odwzorowań z dokładnością rozdzielczości i czułości aparatów TK. W opisywanej pracy, model do badań wygenerowano w całości w sposób manualny, używając programów do modelowania inżynierskiego, na podstawie modelu anatomicznego szkieletu dłoni. Należy więc wziąć pod uwagę uproszczenia wynikające z niedokładności metody. Projekt dotyczy struktur kostnych. Pomijamy zatem następujące struktury wchodzące w skład ręki: mięśnie, więzadła, torebki stawowe z błoną maziową i więzadłem pobocznym, ścięgna i ich pochewki, powięzie ręki, nerwy, naczynia krwionośne, skóra i tkanki podskórne oraz płytki paznokci. Ponieważ w pracy skupiono się głównie na analizie obciążonych struktur kostnych, znacznemu uproszczeniu uległy chrząstki łączące poszczególne kości nadgarstka z kośćmi sąsiadującymi. Użyto zatem prostej bryły (prostopadłościan), obejmującej wszystkie elementy, by w sposób najprostszy przekazać zadane obciążenie. Dodatkowo w sposób uproszczony zamodelowano rękawicę bokserską, by zbadać jej wpływ na urazowość obciążanych struktur.



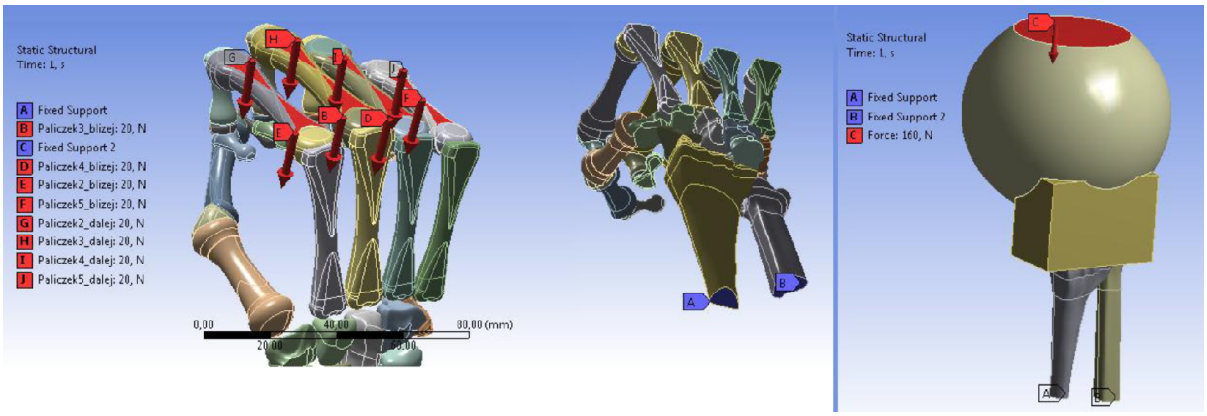
Rys. 3. Model ręki: a) bez dodatkowych struktur, b) z bryłami reprezentującymi chrząstki przekazujące obciążenie wokół kości nadgarstka oraz rękawicę bokserską

Ukończony model kości ręki wraz z kością promieniową i łokciową importowano do programu FEMAP v8.2, gdzie powstały uproszczone chrząstki łączące paliczki i kości śródręcza. Ostatni etap tworzenia modelu miał miejsce w programie ANSYS Workbench 14. Przy użyciu brył prostych zamodelowano strukturę przekazującą obciążenia wokół kości nadgarstka oraz rękawicę bokserską (rys. 3b).

4. ANALIZA NUMERYCZNA

4.1. Założenia analizy numerycznej

Analiza, do której przygotowano model ma na celu zbadanie podstawowych parametrów wytrzymałościowych: wyznaczenie rozkładu przemieszczeń i naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Missesa-Hencky'ego (HMH) oraz całkowitej deformacji. Rozważono przypadek z zastosowaniem rękawicy bokserskiej oraz bez zabezpieczeń. Jednym z najważniejszych etapów przygotowania do symulacji jest nałożenie siatki elementów skończonych. Jest to czynnik decydujący o poprawności otrzymanych wyników. Dobór typu i rozmiaru elementów skończonych wykonany został metodą automatyczną. Użyto elementów tetrahedralnych w liczbie 430270, średnia wielkość elementu: 0,733 [mm]. Po nałożeniu siatki elementów skończonych, zdefiniowano warunki brzegowe (rys. 5) oraz własności materiałowe (tabela 1).



Rys. 5. Warunki brzegowe: a) bez rękawicy bokserskiej, b) z rękawicą bokserską

Zastosowano materiał liniowy, sprężysty, izotropowy. Sposób utwierdzenia: trwały, odebrano wszystkie stopnie swobody. Łączne obciążenie przyłożone do badanych struktur wynosi 160 [N]. Typ kontaktu: cały model na wspólnych węzłach.

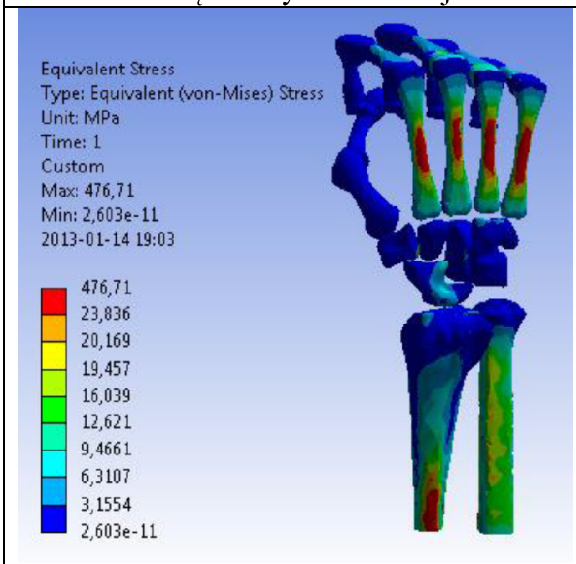
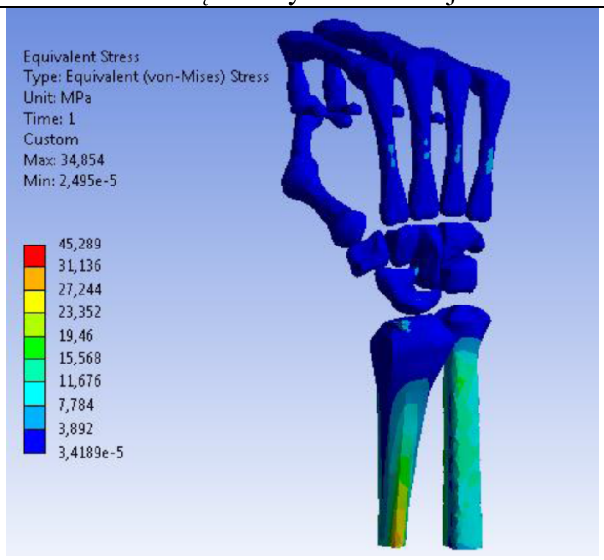
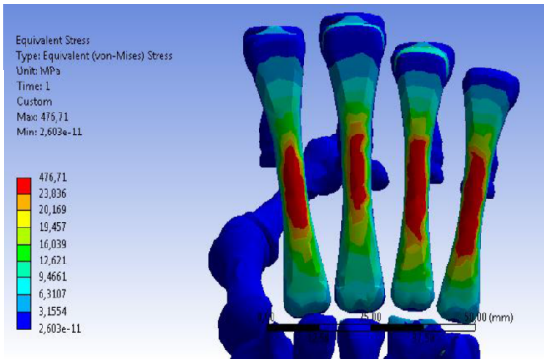
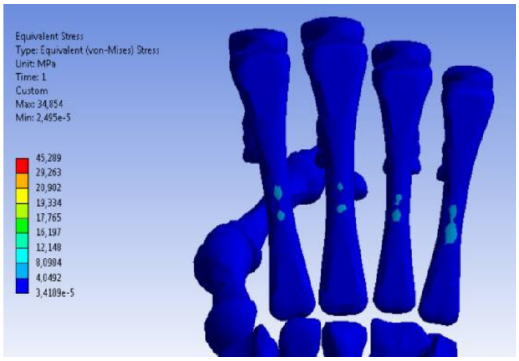
Tabela 1. Materiały zastosowane w modelu oraz ich własności

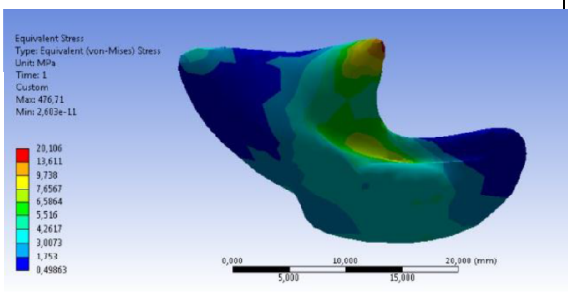
Materiał	Moduł Younga E [MPa]	Współczynnik Poissona ν
Kość	10000	0,30
Chrząstka	10	0,45
Gąbka PU	0,018	0,49
Skóra naturalna	100	0,56

4.2. Omówienie wyników analizy

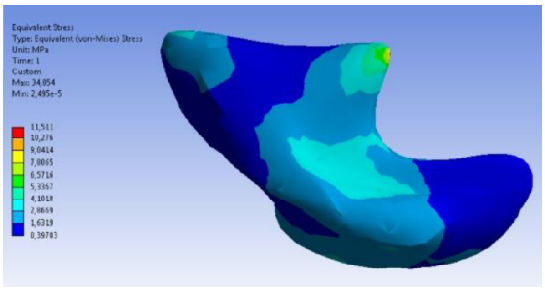
W przypadku analizy sytuacji prowadzących do złamań kostnych najbardziej interesującym z badanych parametrów jest rozkład naprężeń w obciążanym modelu. Daje to możliwość oceny lokalizacji miejsc przeciążonych, narażonych na zniszczenie. Ważnym aspektem jest oczywiście również analiza przemieszczeń, z punktu widzenia oceny zakresów szpar stawowych i rozmiarów torebek stawowych. W tabeli 2. zaprezentowano porównanie wyników analizy obciążenia struktur kości ręki z użyciem rękawicy bokserskiej oraz bez zabezpieczenia.

Tabela.2. Porównanie wyników analizy wytrzymałościowej

Bez rękawicy bokserskiej	W rękawicy bokserskiej
	
σ_{max}=476,71 [MPa]	σ_{max}=45,29 [MPa], w szyjkach kości śródręcza σ=4 [MPa]
	



σ_{max}=20,11 [MPa]



σ_{max}=11,51 [MPa]

Zaprezentowane wyniki analizy pozwalają wysnuć wniosek na temat słuszności stosowania rękawic bokserskich podczas walk. Jak widać naprężenia maksymalne w przypadku ich braku są 10 razy większe niż z użyciem rękawic bokserskich. Naprężenia powodujące zniszczenie tkanki zostały zredukowane na tyle, iż wyeliminowane zostało zagrożenie złamania w obszarze najbardziej na to narażonym, czyli w okolicy szyjek trzonów kości śródręcza. Drugim wymienianym w literaturze miejscem najczęściej uszkadzanym podczas walk bokserskich jest kość łódeczkowata. W jej obrębie zaobserwować możemy 2 razy mniejsze naprężenia maksymalne. Oznacza to znaczny spadek urazowości. Przedstawione wyniki są również dowodem na to, iż warto wykonywać analizy wytrzymałościowe w biomechanice. Wyniki są bardzo obrazowe, łatwe do zinterpretowania, a co najważniejsze, zgodne z danymi zawartymi w podręcznikach do ortopedii i traumatologii sportowej. Rejony złamań pokryły się bowiem z literaturowymi. Wspomnieć należy też, że jest to metoda wirtualna, a więc nie pochłaniająca kosztów skomplikowanych badań, a do tego w pełni bezpieczna, gdyż wyklucza ingerowanie w ciało i wystąpienie kontuzji.

LITERATURA

[1] Garlicki J., Kuś W. M.: Traumatologia sportowa, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1978
[2] Bochenek A., Reicher M.: Anatomia człowieka. Podręcznik dla studentów medycyny i lekarzy., t. I, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1952-1965
[3] Brown D. A., Neumann R. D.: Sekrety ortopedii, Wydawnictwo Medyczne Urban & Partn er, Wrocław 2006
[4] http://www.patient.co.uk/doctor/Carpal-Fractures-and-Dislocations.htm, dostępne dnia 27.09.2013

MODELING OF A HAND BONE STRUCTURE AND STRENGTH ANALYSIS IN THE CONTEXT OF FORCES ASSOCIATED WITH BOXING BLOWS

Abstract: The article presents the issues associated with engineering modeling of osteochondral structures. In this project there was created a virtual model of hand skeleton clenched in a fist with the radius and ulna. The simulation aims to examine the response of human hand bones in a collision with a flat obstacle (boxing blow). There was two cases considered and compared, conclusive efficacy of boxing gloves. To create the model and analysis of strength, it was used Computer Aided Design system (CAD 3D).

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

BADANIE STANU ODKSZTAŁCENIA ŻUCHWY W PRZYPADKU ZESPOLENIA ZŁAMANIA KĄTA

Streszczenie: Praca dotyczy analizy stanu odkształcenia żuchwy w przypadku zespolenia złamania kąta z wykorzystaniem pojedynczych minipłytek, tzw. techniką Champy'ego. Zastosowano model żuchwy wykonany z żywicy epoksydowej z naklejonymi czujnikami tensometrycznymi. W badaniach eksperymentalnych wyznaczono wartości odkształcenia głównego oraz zmianę kierunku naprężenia głównego dla przypadków żuchwy zdrowej oraz po osteosyntezie płytkowej. Zasymulowano złamanie proste poprzez przecięcie modelu żuchwy na wysokości drugiego zęba trzonowego z prawej strony (ząb 37). Do badania wykorzystano 4 różne typy płytek.

Słowa kluczowe: żuchwa, tensometria, osteosynteza minipłytkowa

1. WSTĘP

Złamanie kąta stanowi około 23-42% wszystkich złamań żuchwy. Powodem dla którego dochodzi do tak częstych urazów w obrębie kąta żuchwy może być częściowo jego budowa, która charakteryzuje się cienkim przekrojem kości, a także obecność trzeciego trzonowca [1]. Stabilna osteosynteza żuchwy, stosowana w traumatologii szczękowo-twarzowej od połowy lat siedemdziesiątych XX wieku, zyskała powszechną popularność i jest stosowana na całym świecie do dnia dzisiejszego. Jej zaletami jest uniknięcie wiązania międzyszczękowego, wzrost satysfakcji wśród pacjentów, krótszy okres hospitalizacji i wcześniejszy powrót do zdrowia [1].

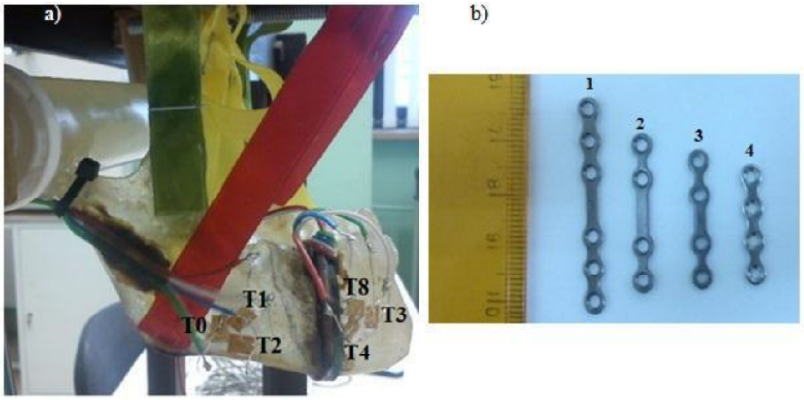
2. OBIEKT BADAŃ I STANOWISKO POMIAROWE

Badanie stanu odkształcenia zostało przeprowadzone z wykorzystaniem metody tensometrycznej, na modelu żuchwy wykonanym w skali 1:1 z żywicy epoksydowej (stałe materiałowe E=3 430 MPa, ν=0,35). W analizowanym obiekcie zastosowano następujące uproszczenia:

- nie uwzględniono podziału na część trabekularną i korową (przyjęta izotropia),
- zęby obecne w modelu były jednolite z kością żuchwy,
- ruchliwość w stawie skroniowo-żuchwowym została zamodelowana poprzez pojedynczą tuleję z tworzywa, w której zostały zatopione głowy wyrostków kłykciowych – dzięki temu możliwy był obrót żuchwy w jednej płaszczyźnie,
- mięśnie zostały zamodelowane w postaci taśm materiałowych; uwzględniono: mięsień żwacz, mięsień skroniowy, mięsień skrzydłowo-przyśrodkowy.

W pierwszym etapie badań wyznaczono wartości odkształceń oraz naprężeń głównych dla tzw. żuchwy zdrowej. Następnie zasymulowano złamanie proste poprzez przecięcie modelu żuchwy na wysokości drugiego zęba trzonowego z prawej strony (ząb 37). Zespolenie wykonano pojedynczą minipłytką, zgodnie z regułą Champy'ego płytka wzdłuż kresy skośnej). Wykorzystano cztery minipłytki ze stopu tytanu Ti6Al4V (stałe materiałowe E=115 000 MPa, ν=0,34) stosowane w praktyce klinicznej: jedna płytka sześciooczkowa, trzy - czterooczkowe, z których dwie posiadały wydłużoną częścią środkową (rys. 1b). Na modelu żuchwy naklejono dwie rozety prostokątne tensometryczne. Pierwsza z rozet (R012) umieszczona została w rejonie kąta żuchwy, druga (R348) w okolicy kłów (rys.1a). Przyjęto schemat obciążenia przez zęby sieczne (fizjologiczna czynność nagryzania), który był realizowany przez metalowe obciążniki o wartości 5 N każdy, umieszczane na metalowym pręcie zawieszonym na taśmie. Maksymalna wartość obciążenia wynosiła 35 N.

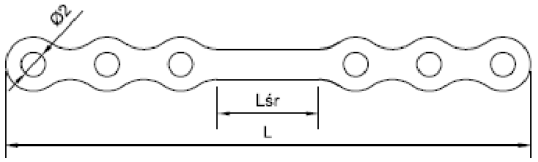
Końcowym etapem była ocena wartości naprężenia w płytkach zespalających oraz określenie zmian kierunku odkształceń głównych na podstawie wyliczonego kąta φ.



Rys. 1. Model żuchwy z naklejonymi rozetami tensometrycznymi (a); cztery minipłytki tytanowe stosowane do zespolenia złamania (b)

Tabela 1. Wymiary zastosowanych minipłytek tytanowych

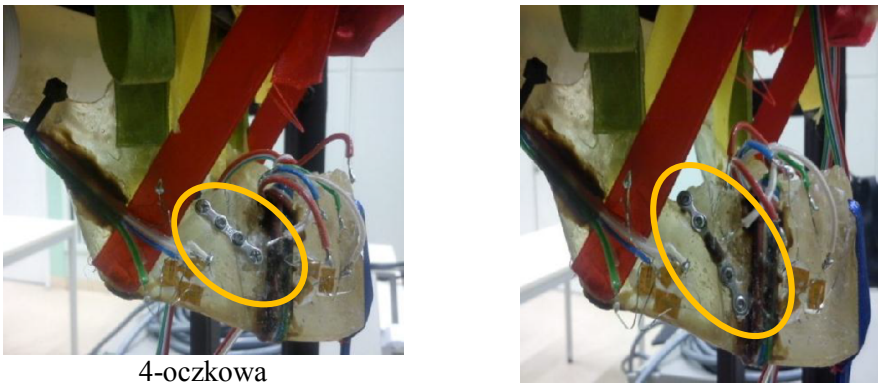
Płytka	Lśr mm	L mm	ϕ mm	g mm
6_oczkowa	10	40,5	2	1
4_oczkowa_10	10	30	2	1
4_oczkowa_6	6	25	2	1
4_oczkowa	-	22	2	1



Rys. 2. Charakterystyczne wymiary minipłytki

3. WYNIKI BADAŃ

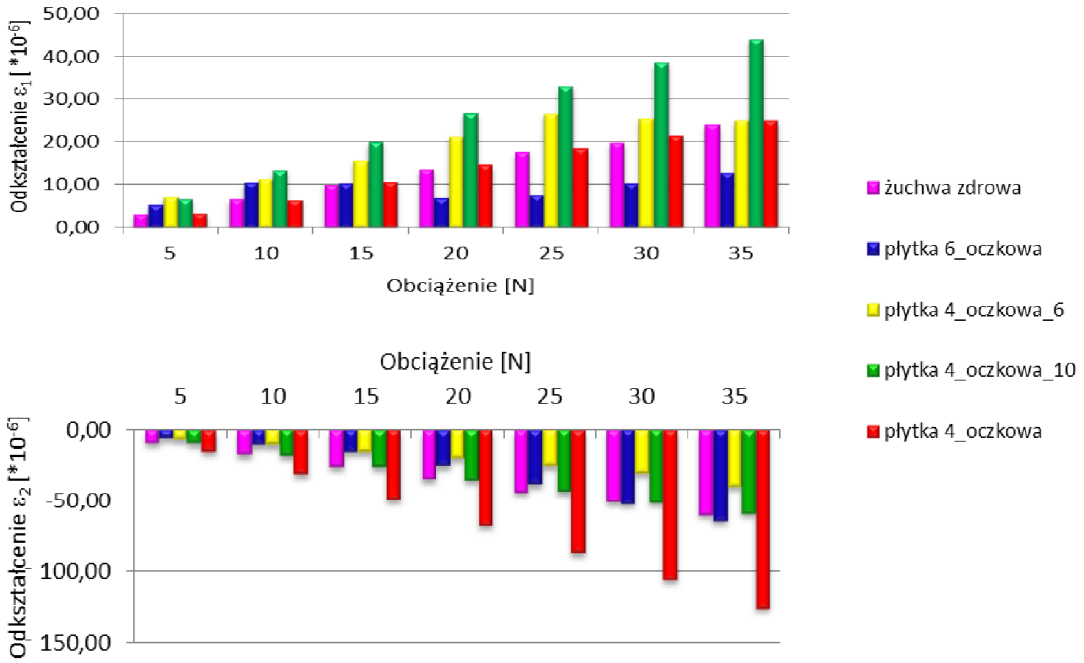
Analiza odkształceń z rozet tensometrycznych została dokonana przez obliczenie odkształceń głównych ε_1 i ε_2 oraz określenie kąta φ odchylenia kierunku odkształcenia głównego ε_1 od przyjętej osi tensometru T0.



4-oczkowa 4_oczkowa_10

Rys. 3. Zespolenie odłamów żuchwy przy pomocy minipłytek tytanowych

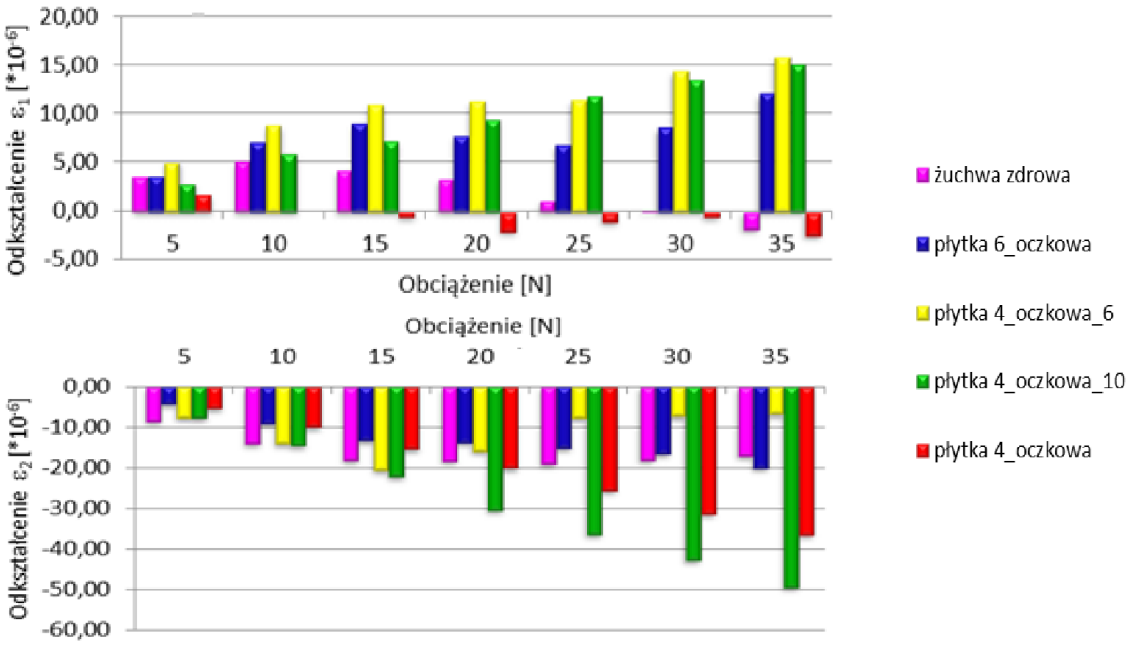
Najmniejsza wartość odkształcenia ε_1, dla rozety R012, wystąpiła w przypadku zespolenia płytką *6_oczkowa*. W porównaniu do zespolenia płytką *4_oczkowa_6* wartości były mniejsze średnio o około 52%, a o około 65% mniejsze w stosunku do płytki *4_oczkowa_10*. Największe wartości odkształcenia ε_2 występują przy zespoleniu płytką *4_oczkową*. W porównaniu do płytki *4_oczkowa_6* wartości te wzrosły średnio o około 70%. Należy zauważyć, że płytki *6_oczkowa* i *4_oczkowa_6* przy obciążaniu do wartości 15 N uzyskały zbliżone wyniki odkształcenia ε_2 (były to jednocześnie najmniejsze wartości z pośród wszystkich wykorzystanych minipłytek) (rys. 4).



Rys. 4. Przedstawienie wartości odkształcenia głównego dla rozety R012

W przypadku analizy wyników z rozety R348, największą wartość odkształcenia ε_1 uzyskano przy zespoleniu płytką *4_oczkowa_6*. Przy zespoleniu płytkami *4_oczkowa_10* oraz *6_oczkowa* widoczny jest spadek wartości ε_1 kolejno o około 15% i 30% w porównaniu do płytki *4_oczkowa_6*. W przypadku płytki *4_oczkowa* nastąpiła zmiana pracy układu: w początkowym etapie obciążenia (5-10 N) uzyskano najmniejsze wartości ε_1 w stosunku do trzech pozostałych płytek, wartości te charakteryzowały rozciąganie; powyżej wartości

15 N, w analizowanym obszarze występowało ściskanie. Najmniejsze wartości odkształcenia ε_2 wystąpiły w przypadku zespolenia minipłytką *6_oczkowa* (rys. 5).

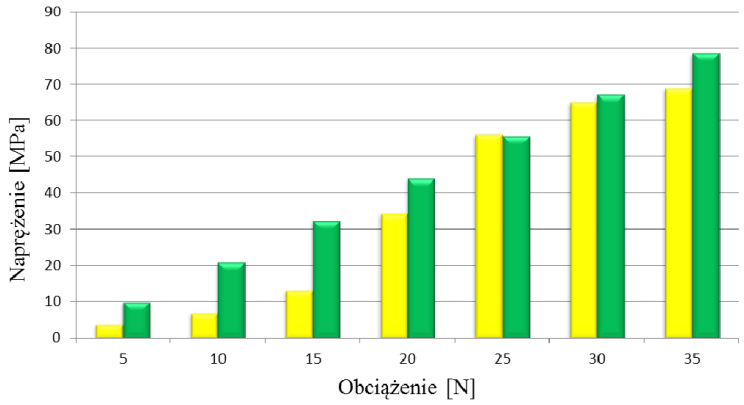


Rys. 5. Przedstawienie wartości odkształcenia głównego dla rozety R348

3.2. Wyniki z czujnika umieszczonego na płytce

Minipłytki, umieszczane na żuchwie zgodnie z regułą Champy'ego, musiały zostać dogięte (dopasowane do powierzchni żuchwy). W wyniku tego na dwóch z nich (*6_oczkowa* i *4_oczkowa*) nie było możliwości naklejenia czujnika tensometrycznego na części środkowej (brak gładkiej, prostej powierzchni).

Porównując wyniki otrzymane z czujników tensometrycznych dla płytek *4_oczkowa_6* i *4_oczkowa_10* widoczne jest, że większe odkształcenia na płytce w obszarze szczeliny złamania występują przy zespoleniu płytką *4_oczkową_10*. Wartości odkształcenia dla tej płytki są większe średnio o około 24% w stosunku do minipłytki *4_oczkowa_6*. (rys. 6).

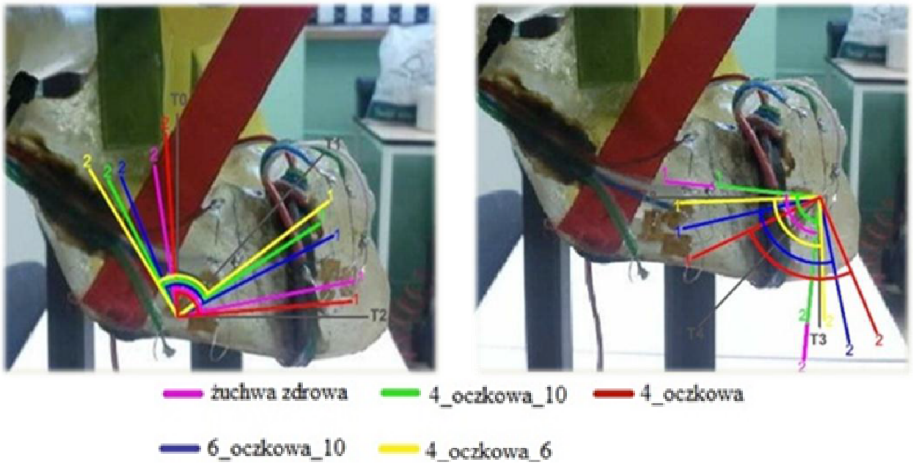


Rys. 6. Porównanie naprężenia głównego na żuchwie przy zespoleniu minipłytką *4_oczkowa_6* i *4_oczkowa_10*

Ostatnim etapem było określenie kierunku odkształceń głównych na podstawie wyliczonych wartości kąta φ. Na rysunku nr 7 wrysowane zostały średnie wartości kątów dla czterech przypadków żuchwy złamanej i zespolonej płytkami oraz dla żuchwy zdrowej.

Największą wartość kąta dla rozety R012 uzyskano w przypadku zastosowania płytki *4_oczkowa_6*, kąt ten wynosi 34°. Najniższą wartość 4° zanotowano dla płytki *4_oczkowa*.

W przypadku rozety R348 największa wartość kąta φ wynosząca 24° uzyskano przy zespoleniu płytką *4_oczkowa*. Wartości kąta dla płytki *4_oczkowa_10* osiągnęła taką samą wartość jak dla żuchwy zdrowej i wynosi -6°, są to jednocześnie najmniejsze wartości kąta φ.



Rys. 7. Kąty φ dla żuchwy zdrowej i zastosowanych minipłytek zespalających dla R012 i R348

4. WNIOSKI

Przeprowadzone badania wykazały możliwość użycia metody tensometrycznej do oceny stanu odkształcenia w modelu żuchwy wykonanym z żywicy epoksydowej dla przypadku złamania kąta i zespolenia z wykorzystaniem różnych minipłytek stosowanych w praktyce klinicznej. Uzyskane wyniki umożliwiają porównanie jakości zespolenia z wykorzystaniem różnych elementów zespalających.

Ze względu na porównywalne wartości odkształceń ε_1 do żuchwy zdrowej uzyskanych dla rozety R012, umieszczonej w okolicy kąta, zastosowanie płytki *4_oczkowa* wydaje się być najkorzystniejszym rozwiązaniem – zachodzi dobra współpraca pomiędzy zastosowaną minipłytką, która w istotny sposób przejmuje obciążenia, a żuchwą. Płytki krótsze lepiej spełnią swoją rolę stabilizacyjną w przypadku zespoleń złamanego kąta żuchwy. Mniejsze wartości naprężenia głównego w obszarze szczeliny złamania zaobserwowano przy zespoleniu z wykorzystaniem płytki *4_oczkowa_6*. Na tej podstawie można wnioskować, że minipłytka ta byłaby lepsza do zespolenia złamanego kąta żuchwy.

Należy zwrócić uwagę, że na uzyskane wartości wyników mogły wpłynąć błędy modelowe: nieidealne zamocowanie elementów symulujących mięśnie w postaci cięgien materiałowych, które były klejone do modelu żuchwy; uproszczenie stawu skroniowo-żuchwowego, który posiadał możliwość ruchu w jednej płaszczyźnie. Zastosowany sposób obciążenia przez zęby sieczne, które wcześniej zostały poddane szlifowaniu; wpływ na wyniki mogą mieć również powstające mikrodrgania przy przykładaniu obciążenia.

LITERATURA

[1] Fox A. J., Kellman R. M., Mandibular angle fractures, two-miniplate fixation and complications, Arch facial plast surg/vol 5, nov/dec 2003
[2] Sokalski J., Czechowska E., Szubert P.: Złamania kości szczęk leczone w Klinice Chirurgii Stomatologicznej Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu, Dental Forum, 2008
[3] Guillermo E. C., Dillard F. M., Clelland N., Rashid R.: Comparison of Strains Produced by Titanium and Poly D, L-Lactide Acid Plating Systems to In Vitro Forces, American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons, 2005
[4] Andrew J.L., Elena Apasova, John P. Schmitz, Warren Schubert: Treatment Modalities for Mandibular Angle Fractures, American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons, 2005
[5] Kromka M.: Analiza wytrzymałościowa osteosyntezy mini - i makropłytkowej urazów żuchwy, Rozprawa doktorska, Kraków, 2005
[6] Bieniaś J., Surowska B., Świeć P., Pałysewicz B., Maślanko G., Tomaszewski T.: Badania przyczyn uszkodzeń minipłytek tytanowych stosowanych w chirurgii szczękowo – twarzowej, Engineering of biomaterials, 2008

EXAMINATION THE STATE OF STRAIN MANDIBLE IN CASE FIXATION OF ANGLE FRACTURE

Abstract: The thesis consists of an analysis of the state of strain of the mandible for the angle osteosynthesis using a single miniplate by Champy technique were done. Examination performed the state of strain on the mandible model made of epoxy resin using the method with strain gauges. In the experimental research was performed the intersection of the model along the lines corresponding to the typical fractures of this mandibular area, ie, placed on the occlusal surface of the right second molar (tooth 37) - simulation of a simple fracture. There were four different miniplates, which were used in clinical practice.

Katarzyna NOWAKOWSKA, **Katarzyna JOCHYMCZYK-WOŹNIAK**, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

OCENA CHODU DZIECI Z MÓZGOWYM PORAŻENIEM NA PODSTAWIE WSKAŹNIKA GDI

Streszczenie: Celem pracy było opracowanie aplikacji w środowisku MatLab umożliwiającej wyznaczenie wskaźnika chodu Gait Deviation Index dla dzieci z mózgowym porażeniem. Badaną grupę stanowiły 44 dzieci z różnymi postaciami MPD, a grupę kontrolną 57 osób o chodzie prawidłowym. Badania chodu przeprowadzono wykorzystując optoelektroniczny system BTS. Analizę wyników przeprowadzono uwzględniając postać mózgowego porażenia dziecięcego i rodzaj leczenia pacjentów.

Słowa kluczowe: BTS, MPD, analiza chodu, GDI, wskaźniki oceny chodu, MatLab

1. WSTĘP

Metody oceny chodu można podzielić na dwie podstawowe grupy: jakościowe i ilościowe. Pierwszą grupę stanowią metody obserwacyjne, wśród których wyróżnić można m.in. system i skalę służącą do oceny i klasyfikacji motoryki dużej tj. GMFCS (Gross Motor Function Classification Scale) i GMFM (Gross Motor Function Measure) oraz pediatryczną skalę oceny niepełnosprawności PEDI (Pediatric Evaluation of Disability Inventory).W obrębie metod ilościowych na szczególną uwagę zasługują metody wskaźnikowe. Obliczenie wskaźników chodu umożliwia posługiwanie się pojedynczą wartością liczbową odzwierciedlającą badany chód i ukazującą, w jaki sposób odbiega ona od średniej prawidłowego chodu. W ostatnich latach coraz powszechniej wykorzystywane są następujące wskaźniki chodu: Index of normality, The Gillette Gait Index (GGI), The Gait Deviation Index (GDI), GDI-Kinetic, The Gait Profile Score (GPS), Dynamic Gait Index (DGI). Niniejszy artykuł ma na celu przybliżyć informacje na temat wskaźnika GDI, jego sposobu wyznaczenia, zaprezentować autorski program napisany w środowisku MatLab umożliwiający wyznaczenie indeksu GDI oraz przedstawić otrzymane wyniki dla grupy osób z mózgowym porażeniem dziecięcym.

2. MATEMATYCZNY OPIS WSKAŹNIKA GAIT DEVIATION INDEX

W celu wyznaczenia wskaźnika GDI należy wziąć pod uwagę 9 następujących zmiennych kinematycznych chodu: pochylenie miednicy w płaszczyźnie czołowej, pochylenie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, rotacja miednicy, przywodzenie-odwodzenie stawu biodrowego, zgięcie-wyprost stawu biodrowego, rotacja wewnętrzna-zewnętrzna stawu biodrowego, zgięcie-wyprost stawu kolanowego, zgięcie grzbietowe-podeszwowe stopy, kąt progresji stopy [3].

Parametry kątowe wyznaczane są co 2% całkowitego przyrostu cyklu chodu (9 kątów x 51 razy = 459 danych), a następnie umieszczane w wektorze chodu g o rozmiarach 459 x 1.

$$g = [\{pelvic\ tilt\}, \{pelvic\ obliq\}, \dots \{foot\ prog\}]^T = [\{g_{1-51}\}, \{g_{52-102}\}, \dots \{g_{358-408}\}, \{g_{409-459}\}]^T \quad (1)$$

Wektory g uzyskiwane są dla każdego analizowanego cyklu chodu (N - liczba analizowanych cyklów chodu), a następnie łączone w celu utworzenia macierzy chodu G o rozmiarach: 459 x N.

$$G = \begin{bmatrix} g_1^1 & g_1^2 & \cdots & g_1^N \\ g_2^1 & g_2^2 & \cdots & g_2^N \\ \vdots & \vdots & \cdots & \vdots \\ g_{459}^1 & g_{459}^2 & \cdots & g_{459}^N \end{bmatrix} \quad (2)$$

W kolejnym kroku dokonuje się rozkładu SVD macierzy G. Następnie należy wyznaczyć: elementy składowe wektora chodu rzutowanego na k kierunkach $\left(c_k = g \cdot \widehat{f_k}\right)$, odległość Euklidesową $d^{\alpha,TD}$ pomiędzy wektorami badanej osoby α, średnią parametrów chodu z grupy kontrolnej TD o chodzie prawidłowym: $d^{\propto,TD} = \left||c^{\alpha} - c^{-TD}|\right|$ oraz tzw. „surowy" wskaźnik GDI dla osoby α: $GDI_{raw}^{\propto} = \ln(d^{\propto,TD})$. W celu uzyskania najlepszej jakości wskaźnika należy obliczyć: GDI_{raw}^{k}dla każdej osoby z grupy kontrolnej, średni wzorzec i odchylenie standardowe GDI_{raw}^{k}oraz zGDI w stosunku do grupy kontrolnej TD dla danej osoby α.

$$zGDI_{raw}^{\propto} = \frac{GDI_{raw}^{\propto} - \mathrm{Mean}(GDI_{raw}^{TD})}{\mathrm{S.D.}(GDI_{raw}^{TD})} \quad (3)$$

Otrzymany wynik $zGDI_{raw}^{\propto}$ należy pomnożyć przez 10, a otrzymaną wartość odjąć od 100. Uzyskamy wówczas wskaźnik GDI dla danej osoby α:

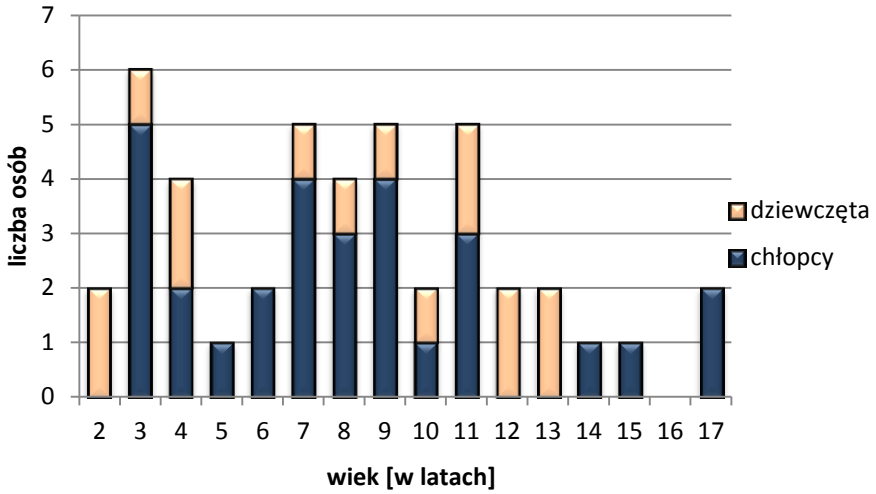
$$GDI^{\propto} = 100 - 10 \times zGDI_{raw}^{\propto} \quad (4)$$

Gdy GDI ≥ 100, chód badanej osoby jest zbliżony do chodu grupy kontrolnej TD. Każde zmniejszenie wskaźnika GDI o 10 poniżej 100, oznacza jedno odchylenie standardowe od średniej TD. Wskaźnik GDI rozpatrywany jest niezależnie dla każdej kończyny dolnej [3].

3. MATERIAŁ I METODA

3.1. Charakterystyka badanej grupy

Badana grupa składała się z 44 dzieci, w tym 15 dziewczynek i 29 chłopców. Wiek przebadanych dzieci mieścił się w zakresie od 2 do 17 lat. W grupie znajdowali się pacjenci z różnymi postaciami mózgowego porażenia dziecięcego tj. z niedowładem połowicznym lewo- lub prawostronnym, z niedowładem kończyn dolnych oraz z niedowładem czterokończynowym. Dzieci poddane były indywidualnie dobranej rehabilitacji, a część z nich, w celu poprawy funkcji ruchowych, miała przeprowadzane zabiegi ostrzykiwania odpowiednich grup mięśniowych botuliną typu A. Poniższy wykres 1 przedstawia charakterystykę badanej grupy. 47% pacjentów stanowiły dzieci z niedowładem kończyn dolnych, 38% - z niedowładem połowiczym, a 15% - z niedowładem czterokończynowym.



Rys. 1. Struktura wieku i płci badanej grupy

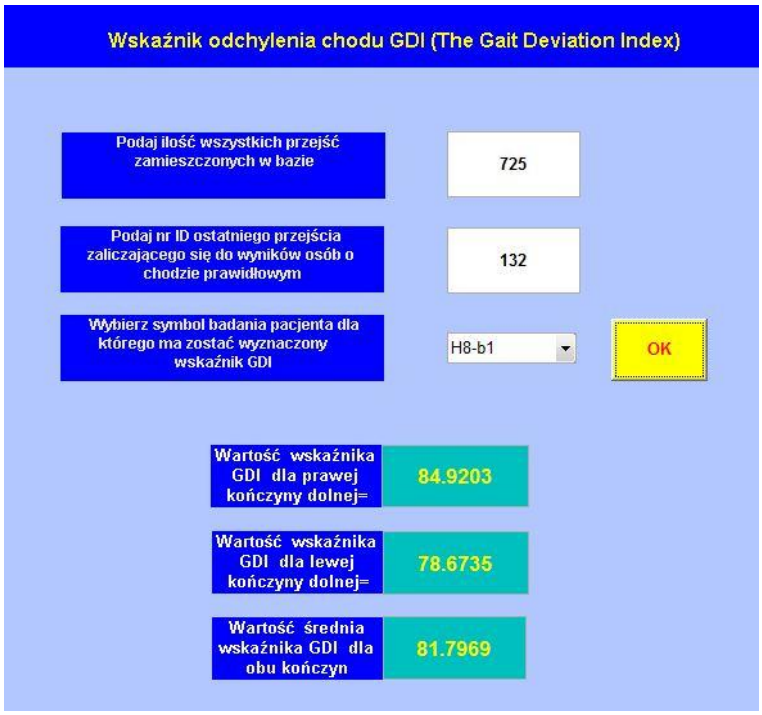
Natomiast grupa kontrolna („norma") składała się 57 osób o chodzie prawidłowym, w tym 29 dziewczynek i 28 chłopców. Wiek przebadanych dzieci mieścił się w zakresie od 7 do 17 lat.

3.2. Optoelektroniczny system BTS

W celu wyznaczenia parametrów chodu badanej grupy wykorzystany został system BTS Smart-D. System ten pozwala w bardzo dokładny (ilościowy) i obiektywny sposób ocenić czynności układu ruchu. Głównymi elementami składowymi systemu BTS są: 6 kamer na podczerwień (rejestrujących zmiany położenia markerów umieszczonych na ciele pacjenta w przestrzeni), 2 kamery wideo, 2 platformy Kistlera (umożliwiające wyznaczenie 3 składowych reakcji podłoża) oraz komputer z oprogramowaniem. Przy wykorzystaniu tego systemu każda osoba z badanej grupy (w kolejnych badaniach) poddana była pomiarowi statycznemu i indywidualnie dobranej ilości pomiarów dynamicznych, polegających na rejestracji chodu badanego (przemieszczania się markerów) po ścieżce będącej w polu widzenia kamer. Liczba prób dynamicznych u poszczególnych pacjentów wahała się w zakresie od 3 do 41 i była zależna od stopnia nasilenia MPD, możliwości lokomocyjnych danego dziecka oraz poprawności rejestracji przemieszczania się markerów przez optoelektroniczny system BTS. Uzyskane dane zostały obrobione wykorzystując dwa moduły oprogramowania BTS: SMARTTracker i SMARTAnalyser.

3.3. Aplikacja umożliwiająca wyznaczenie wskaźnika GDI

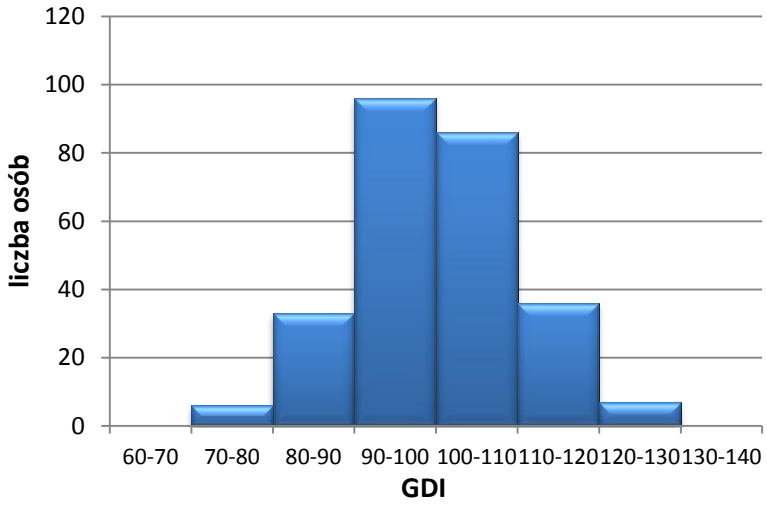
W celu wyznaczenia wskaźnika GDI dla dzieci z różnymi postaciami MPD, rozwiązanie matematyczne tego indeksu zostało zaimplementowane w środowisku MatLab. W systemie GUI zaprojektowane zostało specjalne okno graficzne pozwalające w prosty sposób wprowadzić niezbędne dane i wybrać odpowiednie badanie pacjenta z bazy, dla którego ma zostać wyznaczony indeks GDI. W rezultacie program obliczy wskaźnik GDI dla prawej i lewej kończyny dolnej oraz średnią wartość indeksu dla obu nóg. Podczas testowania programu wyznaczone zostały wskaźniki GDI dla osób o chodzie prawidłowym oraz osób z różnymi postaciami MPD.



Rys. 2. Okno graficzne aplikacji umożliwiającej wyznaczenie wskaźnika GDI

4. ANALIZA WYNIKÓW

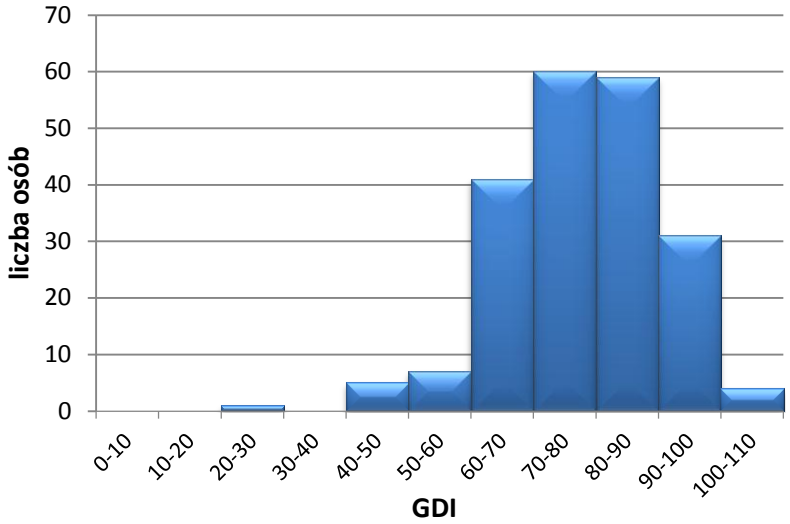
Dla wszystkich osób zamieszczonych w bazie wyznaczony został wskaźnik GDI odrębnie dla prawej i lewej kończyny dolnej. Poniższy wykres 3 przedstawia rozkład normalny wartości indeksu GDI dla osób z grupy kontrolnej (o chodzie prawidłowym). Analizie poddano 264 wartości GDI.



Rys. 3. Rozkład normalny indeksu GDI dla grupy kontrolnej TD

Średnia wartość GDI dla osób z grupy TD wynosi 100±9.61. Maksymalna otrzymana wartość GDI to 125.21, a minimalna – 72.05. Na podkreślenie zasługuje fakt, iż 86% wszystkich wyników to wartości GDI większe od 90, a połowę otrzymanych wyników stanowią wartości większe od 100. Średnia z grupy kontrolnej równa 100 świadczy, iż u osób z tej grupy nie występuje chód patologiczny.

Natomiast na wykresie 4 przedstawiony został rozkład normalny otrzymanych wartości liczbowych GDI dla grupy pacjentów z mózgowym porażeniem dziecięcym. Analiza obejmowała 208 wyznaczonych wartości GDI. Pojedyncza wartość GDI dla wybranego badania pacjenta, obliczona została, jako średnia z wszystkich przejść wykonanych w czasie danego badania.



Rys. 4. Rozkład normalny indeksu GDI dla grupy pacjentów z mózgowym porażeniem dziecięcym

Średnia wartość wskaźnika GDI dla grupy pacjentów z mózgowym porażeniem dziecięcym wynosi 77.88±12.49. Maksymalna otrzymana wartość wskaźnika GDI jest równa 108.89, a minimalna – 29.38. Wartości GDI dla ponad połowy badanej grupy (tj. 57%) znajdują się w przedziale 70-90, a GDI w zakresie 60-90 obejmuje już 77% wszystkich wyników. Wartości indeksu GDI w przedziale 0-60 stanowią 6% wartości.

W ramach niniejszej pracy postanowiono także wybrać grupę kilku osób z różnymi postaciami MPD i dokonać analizy ich chodu na podstawie wyznaczonego wskaźnika Gait Deviation Index. Obliczone wartości indeksu GDI pozwoliły sformułować następujące wnioski:

- chód niektórych pacjentów leczonych botuliną lub indywidualnie dobraną rehabilitacją uległ znacznej poprawie, co odzwierciedlały wzrastające wartości liczbowe GDI w kolejnych badaniach,
- u kilku pacjentów odnotowano pogorszenie funkcji motorycznych chodu, co może świadczyć o nieprawidłowym doborze grup mięśniowych, które były ostrzykiwane toksyną botulinową,
- u wielu osób z grupy chód był bardzo zmienny (w jednym badaniu można było odnotować poprawę funkcji chodu, w kolejnym jej pogorszenie).

5. PODSUMOWANIE

Wyznaczenie indeksu GDI jest obiektywną metodą oceny chodu pacjenta, przedstawiającą go w postaci jednej liczby. Wykorzystanie metod wskaźnikowych do oceny chodu dzieci z mózgowym porażeniem może być metodą wspomagającą analizę chodu, w tym śledzenie zmian następujących w czasie rehabilitacji lub stosowania botuliny. Wskaźniki chodu

umożliwiają także klasyfikację wzorców chodu oraz pozwalają porównywać różne metody leczenia.

Praca została zrealizowana w ramach projektu DEC-2011/01/B/NZ7/02695 finansowanego ze środków Narodowego Centrum Nauki.

LITERATURA

[1] Dudek J., Ocena chodu dzieci z mózgowym porażeniem z wykorzystaniem skali obserwacyjnej oraz optoelektronicznego systemu komputerowego, rozprawa doktorska.
[2] Molloy A., McDowell B.C., Kerr C., Cosgrove A.P., Further evidence of validity of the Gait Deviation Index, (in:) Gait & Posture 31 (2010), s. 479–482
[3] Schwartz M., Rozumalski A., The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology, (in:) Gait & Posture 28, 2008, s. 351–357
[4] Syczewska M., Wąsiewicz P., Współczesne techniki zarządzania bazami danych z analizy chodu, (w:) Elektronika: konstrukcje, technologie, zastosowania, vol. 50, nr 5, s. 294-296

AN APPLICATION THAT ALLOWS CALLCULATE GDI INDEX ON THE EXEMPLES OF CHILDREN WITH CELEBRAL PALSY

Abstract: The aim of this study was to develop an application in MatLab, allowing the designation of Gait Deviation Index for children with cerebral palsy. The research group consisted of 44 children with various forms of MPD, and a control group of 57 people with normal gait. The gait study was carried out using optoelectronic BTS system. Analysis the results of the research group was performed taking into account the type of cerebral palsy and type of treatment.

Justyna OGRODNIK, Marcin DERLATKA, Szczepan PISZCZATOWSKI, Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka, Białystok

ANALIZA KINEMATYKI I DYNAMIKI CHODU OSÓB Z PORAŻENIEM POŁOWICZYM

Streszczenie: Celem pracy była analiza chodu osób z porażeniem połowiczym po udarze mózgu. Dokonano porównania wybranych parametrów lokomocji osób z porażeniem do chodu osób zdrowych, a także kończyny po stronie porażonej i nieporażonej. Analizie poddano 10 osób, w tym 4 kobiety i 6 mężczyzn. Wyniki badań przedstawiono na tle rezultatów chodu z naturalną prędkością młodych, zdrowych osób, stanowiących grupę porównawczą.

Słowa kluczowe: chód, porażenie połowicze, analiza lokomocji

1. WSTĘP

Pod pojęciem porażenia połowiczego (hemiparesis/hemiplegia) rozumie się porażenie kończyny górnej i dolnej występujące po tej samej stronie ciała [5]. U osób z hemiplegią często dochodzi do zgięcia kończyny górnej oraz wyprostnego ustawienia w obrębie kończyny dolnej. Zmiany te powodują m.in. wytworzenie patologicznego wzorca lokomocji [2, 6].

Chód osób z niedowładem połowiczym wykazuje znaczną osobniczą różnorodność. W pracy przeprowadzono analizę ukierunkowaną na wyszukanie charakterystycznych zaburzeń lokomocji występujących w porażeniach połowiczych.

2. MATERIAŁ I METODY

Dane będące przedmiotem analizy uzyskano w Centrum Bioinżynierii w Mediolanie. Badaniami objęto 10 osób z porażeniem połowiczym po udarze mózgu, w tym 4 kobiety i 6 mężczyzn, różniących się zarówno stopniem patologii, wiekiem jak i masą ciała (tabela 1). Pacjenci byli w wieku od 17 do 71 lat.

Tabela 1. Podstawowe dane badanych osób

	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	średnia	±SD
Płeć (kobieta /mężczyzna)	k	m	k	m	k	k	m	m	m	m		
Wiek (lata)	58	59	22	54	34	71	25	21	17	54	42	19,69
Masa ciała (kg)	63	77	67	91	51	46	96	60	65	79	69,5	16,21

Do badania lokomocji wykorzystano komputerowy system optoelektroniczny Elite-3D, wyposażony w zestaw kamer pracujących w paśmie podczerwieni. Rejestrowały one położenie markerów umieszczonych w charakterystycznych punktach ciała pacjenta. W czasie badania pacjent poruszał się samodzielnie z dowolną prędkością po ścieżce

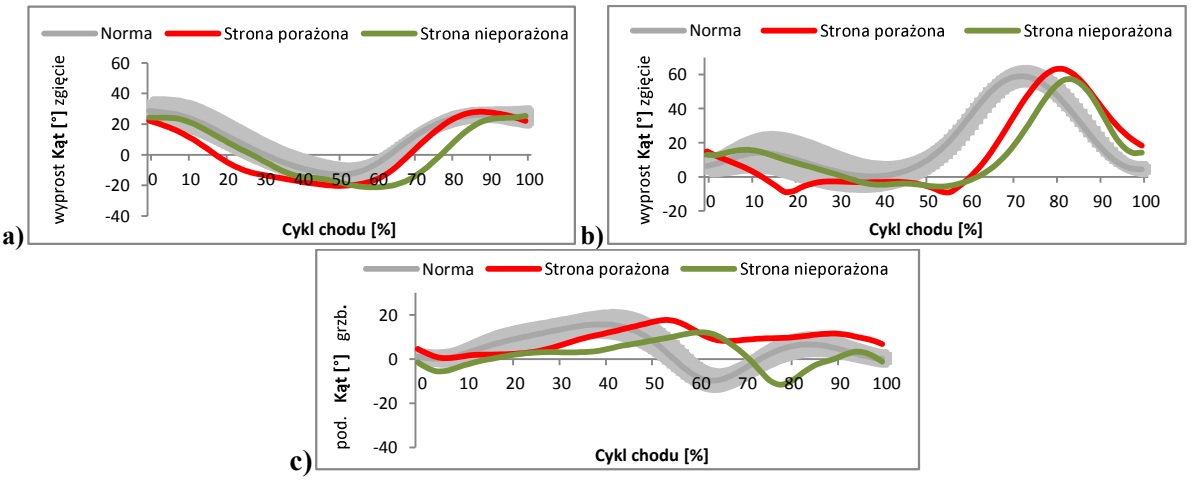
wyposażonej w jedną platformę dynamometryczną firmy Kistler. W rezultacie, w czasie jednego cyklu otrzymano zestaw parametrów kinematycznych i kinetycznych tylko dla jednej kończyny dolnej. Wyniki badań analizowano na tle rezultatów chodu z naturalną prędkością młodych, zdrowych osób, stanowiących grupę porównawczą.

3. WYNIKI BADAŃ

3.1 Analiza parametrów kinematycznych

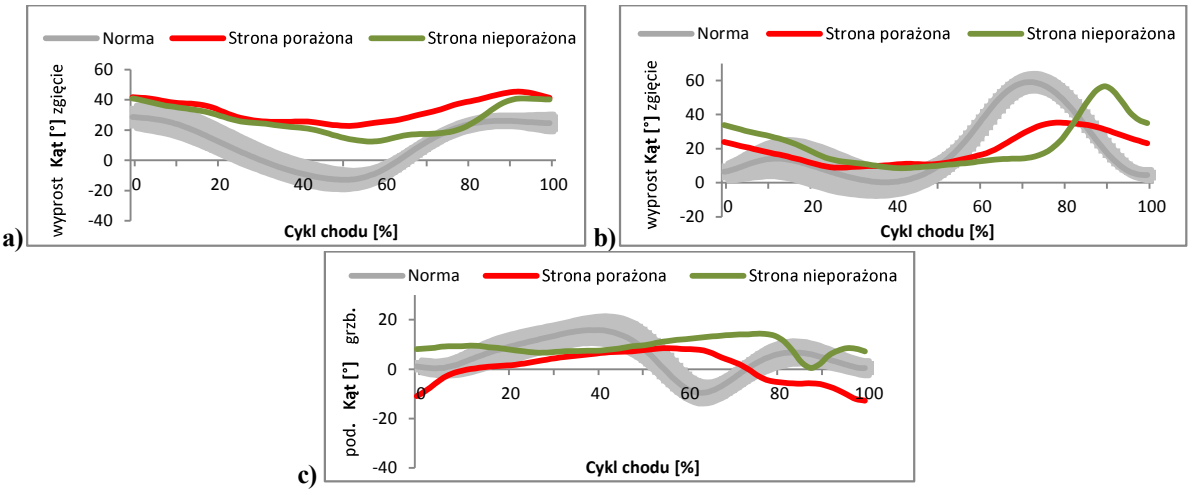
Podczas analizy wyników uzyskanych dla 10 osób zaobserwowano zaburzenia przebiegów kątów stawowych we wszystkich badanych stawach. Większość pacjentów miała zmniejszony zakres ruchu w stawach po stronie porażonej. Nieprawidłowy przebieg kątowy odnotowano jednak nie tylko w kończynie porażonej. Znaczne odstępstwa od normy w zakresie zmian kątowych po stronie chorej powodują wytworzenie mechanizmów kompensacyjnych po stronie zdrowej w celu skorygowania deficytu.

Bardziej szczegółowa analiza wyników pozwoliła podzielić wszystkich pacjentów na trzy grupy, łącząc ze sobą osoby, których chód wykazywał znaczne podobieństwo. Do pierwszej grupy zaliczono 4 mężczyzn: IV, VIII, IX i X. Przebiegi uzyskane dla nich charakteryzowały się zbliżonym do normy kątem maksymalnego zgięcia stawu biodrowego i przeprostem w stawie kolanowym w fazie podporowej, zarówno po stronie porażonej jak i nieporażonej. Ponadto jedynie po stronie nieporażonej w fazie podporowej zauważalne było zbliżone do normy zgięcie stawu kolanowego. W stawie skokowym można zauważyć mniejszy zakres kątowy ruchu w porównaniu do normy, aczkolwiek występują tutaj dość znaczne osobnicze różnice. Przykładowe wyniki przebiegów kątów stawowych uzyskanych dla pacjenta nr VIII przedstawiono na rys. 1.



Rys. 1. Przebiegi kątów stawowych uzyskane dla pacjenta nr VIII dla stawu: a) biodrowego; b) kolanowego; c) skokowego

Do grupy drugiej zaliczono 3 kobiety: III, V i VI. Charakterystyczne cechy ich lokomocji to duży zakres zgięcia w stawie biodrowym oraz brak pełnego wyprostu, zarówno w stawie biodrowym jak i kolanowym. Istotne różnice zauważono również w stawie skokowym. Podczas gdy po stronie zdrowej widoczny jest ruch w stronę zgięcia grzbietowego, po stronie chorej występuje duże zgięcie podeszwowe (rys. 2).



Rys. 2. Przebiegi kątów stawowych uzyskane dla pacjenta nr III dla stawu: a) biodrowego; b) kolanowego; c) skokowego

Trzecią grupę stanowiły osoby I oraz VII. Uzyskały one dla stawu biodrowego niższe wartości maksymalnych kątów zgięcia w porównaniu z chodem osób zdrowych. Zakres kątowy ruchu w stawie skokowym jest podobny do normy. Poza wyżej wymienionymi grupami znalazła się osoba II, która posiadała cechy charakterystyczne zarówno dla grupy pierwszej jak i drugiej.

3.2 Analiza statystyczna parametrów czasowo-przestrzennych

Wyniki uzyskane dla grupy badawczej znacznie różniły się od normy. Średnia prędkość uzyskana przez hemiplegików była blisko trzykrotnie mniejsza w porównaniu z normą. Dodatkowo zaobserwowano wydłużenie fazy podporu w porównaniu do chodu osób zdrowych. Wartość średnia dla kończyny porażonej wyniosła 63,03% czasu trwania cyklu chodu, zaś dla nieporażonej 73,89% (tabela 2).

Tabela 2. Parametry czasowo-przestrzenne

	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	Średnia ±SD	Norma ±SD
Prędkość chodu (m/s)												
Nieporażona	0,43	0,37	0,12	0,54	0,33	0,56	0,86	0,46	0,41	0,40	0,45 ±0,19	**1,33 ±0,06**
Porażona	0,43	0,46	0,10	0,53	0,34	0,65	0,89	0,51	0,41	0,41	0,47 ±0,20	
Czas cyklu chodu (s)												
Nieporażona	1,74	2,04	2,42	1,26	2,34	1,42	1,32	1,66	2,26	1,86	1,83 ±0,43	**1,06 ±0,03**
Porażona	1,84	1,78	2,70	1,34	2,30	1,22	1,34	1,54	2,12	1,76	1,76 ±0,47	
Procentowy udział fazy podporowej (%)												
Nieporażona	75,80	73,50	85,90	68,20	82,90	63,30	69,60	75,90	70,70	73,10	73,89 ±6,7	**59,60 ±1,2**
Porażona	56,50	71,90	75,30	61,10	58,20	57,30	58,20	64,90	73,50	53,40	63,03 ±7,9	

3.3 Analiza statystyczna parametrów kinematycznych i dynamicznych dla stawu biodrowego

Średni zakres ruchu w stawie biodrowym po stronie nieporażonej jest większy niż w normie, natomiast po stronie porażonej jest mniejszy i wynosi odpowiednio 43,35° i 37,55°. Zakres ruchu powyżej normy dla kończyny nieporażonej uzyskało 7 osób, natomiast po stronie porażonej zakres ruchu jest wyższy u 5 osób (tabela 3). Po stronie porażonej w czasie kontaktu pięty z podłożem (ang. Initial Contact) zauważono mniejsze zgięcie

w stawie biodrowym w porównaniu do kończyny nieporażonej i normy. Biorąc pod uwagę jednak dużą wartość odchylenia standardowego widać znaczny rozrzut wyników, a wartość kąta mieści się między 7,44° a 41,74° (średnia 22,95). W przypadku nogi nieporażonej wyniki zawarte są w przedziale od 14,75° do 50,79°. Przy tak dużym rozrzucie wyników średnia wyniosła 26,66° w stronę zgięcia stawu biodrowego.

Tabela 3. Wybrane parametry kinematyczne i dynamiczne dla stawu biodrowego

	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	Średnia ± SD	norma ± SD
Zakres ruchu w stawie biodrowym (°)												
Nieporażona	35,21	48,24	28,49	40,21	48,46	44,05	48,98	46,68	46,56	46,58	43,35 ± 6,76	41,60
Porażona	31,21	49,49	22,65	26,83	50,69	29,11	43,17	48,36	46,54	27,46	37,55 ± 11,03	
Kąt stawowy w chwili kontaktu pięty z podłożem (°)												
Nieporażona	15,87	17,75	41,00	23,46	50,79	30,68	14,75	24,53	24,85	22,87	26,66 ± 11,42	28,70 ±7,50
Porażona	17,58	21,63	41,74	18,74	28,36	31,64	7,44	22,41	19,52	20,45	22,95 ± 9,22	
Wartość kąta przy maksymalnym zgięciu stawu biodrowego (°)												
Nieporażona	17,66	37,03	41	27,04	52,65	38,78	17,75	25,48	28,36	26,6	31,24 ± 11,01	28,70 ±7,50
Porażona	18,3	39,27	45,45	22,01	48,52	34,58	11,55	28,14	27,73	25,19	30,07 ± 11,84	
% cyklu chodu podczas maksymalnego zgięcia stawu biodrowego (%)												
Nieporażona	90	88	96	88	96	84	0	100	96	94	83,20 ± 29,64	0,00
Porażona	86	92	92	90	82	80	82	88	90	92	87,4 ± 4,62	
Maksymalny moment zginaczy (Nm/kg)												
Nieporażona	0,28	0,26	0,19	0,33	0,16	0,48	0,73	0,52	0,33	0,35	0,363 ± 0,17	0,955 ±0,299
Porażona	0,18	0,24	0,21	0,13	0,2	0,3	0,43	0,46	0,34	0,13	0,262 ± 0,12	
Maksymalny moment prostowników (Nm/kg)												
Nieporażona	0,31	0,4	0,58	0,63	0,75	0,12	0,49	0,5	0,68	0,61	0,507 ± 0,19	1,017 ±0,242
Porażona	0,34	0,33	0,75	0,63	0,9	0,4	0,74	0,32	0,45	0,82	0,568 ± 0,22	
Maksymalna moc generowana (W/kg)												
Nieporażona	0,38	0,36	0,26	0,46	0,89	0,58	1,08	0,51	0,52	0,55	0,559 ± 0,25	0,866 ±0,399
Porażona	0,29	0,42	0,48	0,39	0,91	0,56	0,93	0,59	0,7	0,5	0,577 ± 0,21	
Maksymalna moc absorbowana (W/kg)												
Nieporażona	0,08	0,36	0,08	0,27	0,1	0,31	0,65	0,29	0,09	0,12	0,235 ± 0,18	0,639 ±0,367
Porażona	0,12	0,12	0,07	0,05	0,19	0,07	0,36	0,19	0,1	0,07	0,134 ± 0,09	

U badanych osób średnia wartość maksymalnego zgięcia w stawie biodrowym w fazie przenoszenia jest wyższa od normy jedynie o 2-3°. U niektórych osób zauważono jednak, że kąt zgięcia w stawie biodrowym jest mniejszy w tej fazie.

Analizę danych dynamicznych ograniczono do wartości maksymalnych momentów i mocy. Aktywność zginaczy i prostowników stawu biodrowego (po obu stronach) jest znacznie niższa w stosunku do normy. Przeciętna aktywność prostowników po stronie porażonej jest wyższa w porównaniu z kończyną nieporażoną, natomiast aktywność zginaczy mniejsza.

Dla strony nieporażonej niższa przeciętna wartość momentu rozwijanego przez zginacze stawu biodrowego (0,363 Nm/kg) współgra z niewielką wartością mocy (0,559 W/kg). Mimo mniejszej wartości momentu zginaczy kończyny porażonej, generowana moc w porównaniu ze stroną nieporażoną jest większa (średnia 0,577 W/kg). Aktywność prostowników stawu biodrowego w obu kończynach jest podobna, lecz dwukrotnie mniejsza niż w normie. Wartości momentów dla nogi zdrowej są zawarte w przedziale od 0,12 Nm/kg do 0,75 Nm/kg, zaś dla chorej mieszczą się między 0,32 a 0,82 Nm/kg. Moc absorbowana w czasie prostowania biodra jest znacznie mniejsza niż w normie. Należy jednak pamiętać, że na wartości momentów i mocy wpływa prędkość chodu, która w przypadku badanych pacjentów jest znacznie niższa niż w normie.

4. DYSKUSJA

Ilościowa analiza lokomocji osób z porażeniem połowiczym po udarze mózgu pozwala na wnikliwą i dokładną ocenę ich chodu. Szerokie zastosowanie analizy laboratoryjnej w praktyce klinicznej pozwala na podejmowanie indywidualnych decyzji dotyczących metod leczenia, oraz jest bardzo ważne w rehabilitacji i reedukacji chodu [3].

Wielu autorów uważa, że prędkość lokomocji jest głównym miernikiem poprawności chodu. W celu oceny pacjentów z porażeniem połowiczym powszechnie stosowane są pomiary parametrów czasowych, uważane za najprostsze do wykonania i najbardziej istotne klinicznie. Szybkość chodzenia jest skutecznym wskaźnikiem stopnia niepełnosprawności i ogólnej jakości chodu osób z hemiplegią. Holden w swoich badaniach wykazał, że prędkość lokomocji – 0,55 m/s – stanowi dolną granicę pozwalającą na uzyskanie funkcjonalnej niezależności osób po udarze [6]. Biorąc pod uwagę te wartości można stwierdzić, że w badanej grupie tylko 3 osoby uzyskały funkcjonalną niezależność. Kwolek zwraca uwagę na fakt, że prędkość, jest ściśle związana ze stanem klinicznym pacjentów i jest mniejsza u osób z większym ubytkiem ruchowym. W analizie parametrów czasowo-przestrzennych zauważono, że ma ona również związek ze średnim czasem trwania cyklu chodu, oraz czasem trwania fazy podporowej/przenoszenia zarówno dla kończyny porażonej jak i zdrowej. Skrócenie fazy podporu na kończynie porażonej wiąże się z wydłużeniem czasu trwania tej fazy na kończynie zdrowej [6].

Charakterystyczne dla osób z hemiplegią trudności ze stabilizacją ciała wpływają na wydłużenie czasu trwania fazy podporu na kończynie zdrowej. Inni autorzy wskazują jednocześnie na zjawisko skracania czasu podporu na kończynie niedowładnej. W badaniach własnych zaobserwowano skrócenie czasu fazy podporu kończyny niedowładnej w stosunku do kończyny zdrowej u 5 osób. U pozostałych, czas trwania fazy podporowej obu kończyn dolnych, w stosunku do normy był wydłużony. Bensoussan, który w swoich badaniach zauważył podobną zależność uważa, że może to wynikać z przedłużenia czasu podwójnego podparcia wpływając tym samym na zwiększenie stabilizacji ciała pacjenta podczas chodu [1].

U badanych pacjentów chód charakteryzował się masową aktywnością prostowników, gdzie dochodziło do jednoczesnego działania prostowników biodra, kolana i zginaczy podeszwowych, co umożliwiało funkcjonalne wydłużenie kończyny. Kwolek i Zuber w swoich badaniach dodatkowo zwracają uwagę na inny model, gdzie występuje masowe zgięcie kończyny, poprzez równoczesne działanie zginaczy biodra, kolana i prostownika długiego palucha [6].

Bensoussan w swoich badaniach zauważył, że w fazie wymachu nastąpiło maksymalne zgięcie podeszwowe [1]. Zaskakujący według niego był fakt, że po stronie porażonej zakres ruchu w stawie skokowym był większy niż po stronie zdrowej. Taką zależność zaobserwowano również analizując przedstawioną tutaj 10 osobową populację. Według

autorów mogło to być spowodowane wysokim poziomem spastyczności mięśnia trójgłowego łydki, która powoduje wzrost zgięcia podeszwowego w fazie wymachu i zmniejszenie zakresu zgięcia grzbietowego.

Na podstawie analizy chodu okazało sie, że wśród pacjentów z hemiplegią można odnaleźć różnorodne wzorce chodu. W pracy podjęto próbę podziału badanej grupy 10 pacjentów na 3 podgrupy charakteryzujące sie znacznym podobieństwem lokomocji. W pracach innych autorów również podejmowano próby podziału pacjentów z hemiplegią na w miarę jednorodne grupy. Hovarth w swoich badaniach zastosowała inny podział, biorąc pod uwagę jedynie zakres ruchu w stawach. Badania własne wskazują na celowość uwzględnienia kompletnego przebiegu kątów stawowych [4].

Chód osób po udarze mózgu wykazuje znaczną indywidualną zmienność. Utrudnia ona sformułowanie bardziej ogólnego podsumowania. Wskazuje też na złożoność układu neuro-mięśniowego oraz niezwykłą zdolność jego adaptacji w sytuacjach patologicznych.

LITERATURA

[1] Bensoussan L.: Kinematic and kinetic asymmetries in hemiplegic patients' gait initation patterns, *Journal* of *Rehabilitation Medicine*, 38, 2006, 287-294
[2] Drużbicki M., Kwolek A.: Ocena funkcji chodu chorych z niedowładem połowiczym po udarze mózgu w okresie przewlekłym, Przegląd Medyczny Uniwersytety Rzeszowskiego, 2, 2010, 145-151
[3] Drużbicki M., Szymczak D.: Obiektywne, ilościowe metody analizy chodu w praktyce klinicznej, Przegląd Medyczny Uniwersytety Rzeszowskiego, 4, 2009, 356-362
[4] Horvath M., Tihanyi T, Tihanyi J.: Kinematic and kinetic analyses of gait patterns in hemiplegic patients, Physical Education and Sport, vol. 1, No 8, 2001, 25-35
[5] Jakimowicz W.: Neurologia kliniczna w zarysie: podręcznik dla studentów medycyny, PZWL, Warszawa, 1981
[6] Kwolek A. Zuber A.: Charakterystyka chodu osób z niedowładem połowiczym po udarze mózgu, Neurologia, neurochirurgia Polska, 36, 2, 2002, 337-347

ANALYSIS OF GAIT KINEMATICS AND DYNAMICS OF PATIENTS WITH HEMIPLEGIA

Abstract: The aim of this paper was to analyse the gait of people after stroke with hemiplegia and make comparision with the health people's walk. Gait parameters obtained for paralyzed limb were compared with those obtainted for health one. Ten people after strokes with hemiplegia, including 4 women and 6 men, were taken into consederation. The results were presented on the background of the walk of the young, health people who were the reference group.

Małgorzata OTRĘBSKA, Wojciech SKARKA, Instytut Podstaw Konstrukcji Maszyn, Politechnika Śląska, Gliwice

MODELOWANIE RUCHU KOŃCZYN DOLNYCH PODCZAS CHODU, W KONTEKŚCIE ODZYSKU ENERGII W EGZOSZKIELECIE KOŃCZYNY DOLNEJ

Streszczenie: Egzoszkielet kończyny dolnej jest to urządzenie zewnętrzne wspomagające chód osoby niepełnosprawnej. Jednym z największych problemów w istniejących rozwiązaniach tego rodzaju urządzeń jest sposób zasilania. Podczas naturalnego chodu człowieka występuje zjawisko odzysku energii.W artykule podjęto próbę poszukiwania sposobów odzysku energii poprzez jej gromadzenie, a następnie zużytkowanie w egzoszkielecie kończyny dolnej.

Słowa kluczowe: analiza energetyczna chodu, odzysk energii, egzoszkielet kończyny dolnej, model odwróconego wahadła, model masy sprężystej

1. WSTĘP

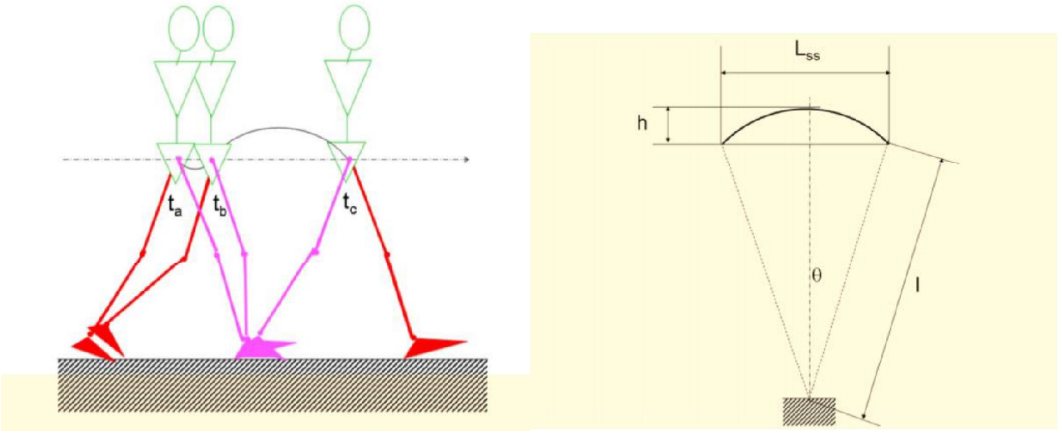
Egzoszkielet kończyny dolnej to urządzenie zewnętrzne (nieingerujące w organizm ludzki) wspomagające pracę mięśni poprzez zwiększanie ich siły. Może być stosowane w wielu dziedzinach np. w rehabilitacji, w przemyśle, czy w zastosowaniach specjalnych takich jak wojska, straż pożarna czy ratunkowa. Mechanizm taki mocowany jest na zewnątrz ciała, dzięki czemu nie jest inwazyjny, a mimo wszystko bezpośrednio oddziałuje na dane części ciała człowieka. W obecnych czasach prowadzonych jest wiele badań zajmujących się projektowaniem i konstruowaniem egzoszkieletów różnych partii ciała. Największym problemem, jaki autor dostrzega w istniejących rozwiązaniach to sposób zasilania tych urządzeń. Analiza przepływu energii podczas chodu, może być inspiracją w zastosowaniu układów odzysku energii w egzoszkielecie kończyny dolnej.

2. ANALIZA ENERGETYCZNA CHODU

Analizując zjawiska odzysku energii podczas chodu człowieka [3][14], można zastanowić się nad wykorzystaniem takiego zjawiska podczas modelowania egzoszkieletu kończyny dolnej.

W badaniach analizy chodu brany pod uwagę jest przede wszystkim ruch środka ciężkości ciała. W kontekście odzysku energii najczęściej wykorzystywany jest model odwróconego wahadła polegający na zamieszczeniu masy na sztywnym łączniku, poruszająca się nad punktem podparcia [6]. Metoda ta jest jednak obarczona wieloma błędami takimi jak brak kompresji kończyny czyli niezmienna długość kończyn, co powoduje stałą odległość środka ciężkości oraz niezmienne położenie środka ciężkości względem pozostałych

segmentów ciała (rys. 1.).

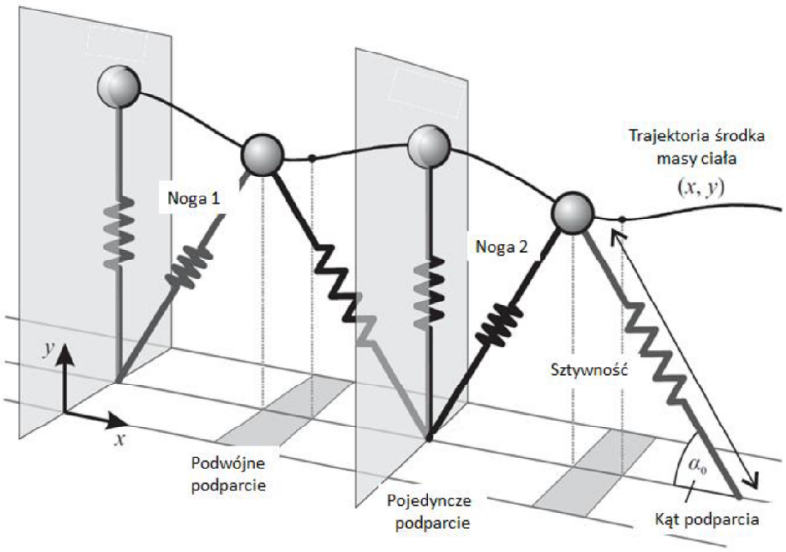


Rys. 13. Model odwróconego wahadła w analizie chodu człowieka [4]

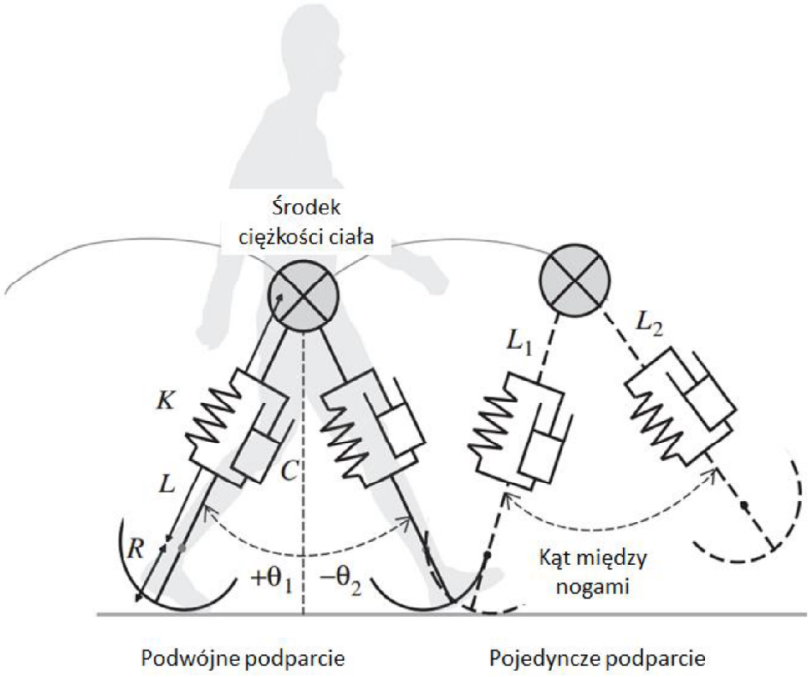
Następnym wykorzystywanym modelem jest model masy sprężystej, czyli zamieszczenie masy na sprężystym łączniku [9][7]. Model ten lepiej odzwierciedla kompresję kończyn oraz zmianę położenia środka ciężkości (Rys. 2).

Jednym z bardziej zaawansowanych modeli jest dynamiczny model lokomocji z teleskopowymi kończynami [5] polegający na zastosowaniu zespołu elementów sprężystych rozmieszczonych w poszczególnych stawach, z dopasowaną charakterystyką dynamiczną, tak aby uzyskać odpowiednią wypadkową sztywność kończyny. W modelu takim, im szybciej człowiek będzie się poruszał, tym więcej energii zostanie zgromadzone (Rys. 3).

W wielu pozycjach literaturowych [3][2][12] udowodniony jest proces odzysku energii podczas chodu, nawet do 60%. Polega on na wzajemnej wymianie energii potencjalnej z kinetyczną (i na odwrót) w ruchu postępowym względem osi strzałkowej wykorzystując mechanizm odwróconego wahadła, gdzie masą był ogólny środek ciężkości ciała. Pozostała część energii jest rozpraszana i tracona na siłę tarcia między stopą a podłożem, energię cieplną i energię fali akustycznej.



Rys. 14. Model sprężysty w analizie lokomocji człowieka [9]



Rys. 15. Model teleskopowy w analizie chodu człowieka [5]

Egzoszkielet ma za zadanie odzwierciedlić ruch kończyn dolnych, dzięki czemu istnieje możliwość badań nad wykorzystaniem zjawiska odzysku energii odzwierciedlający proces zachodzący podczas chodu fizjologicznego.

Innym pomysłem wykorzystania odzysku energii jest koncepcja odzysku energii opierająca się na pracy mięśni antagonistycznych. Mięśnie te mają działanie do siebie przeciwstawne. Jeden z mięśni napędza lub odwodzi daną partię ciała, drugi działa przeciwstawnie, czyli np. wyhamowuje lub przyciąga kończynę. Można wykorzystać pracę tych mięśni do pobierania i magazynowania energii w układzie odzysku energii, a następnie wykorzystać ją do wspomagania zasilania egzoszkieletu.

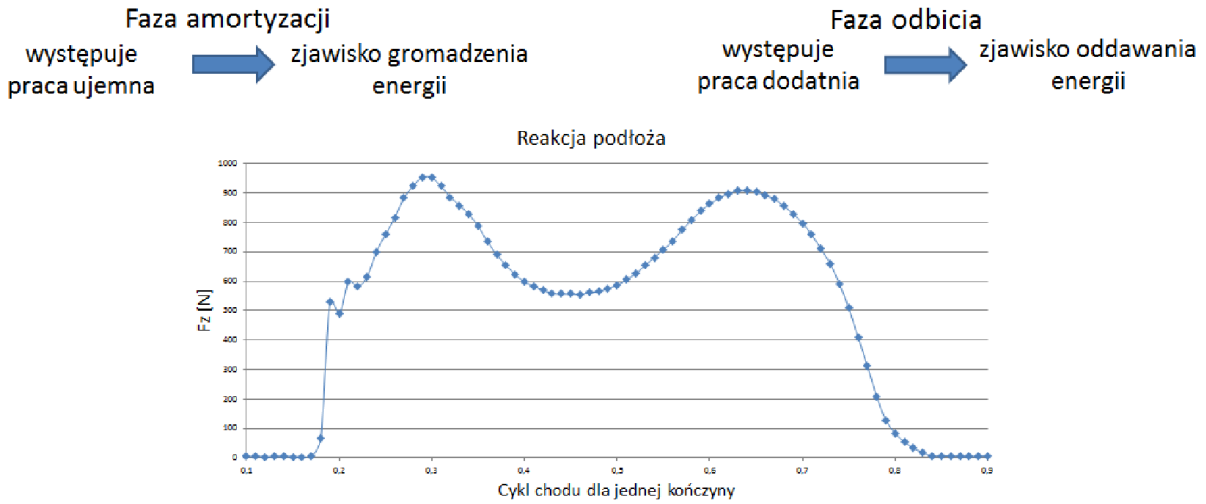
2.1. Analiza energetyczna chodu w kontekście odzysku energii w egzoszkielecie kończyny dolnej

Analizując pracę wykonywaną podczas chodu można wyróżnić pracę zewnętrzną oraz pracę wewnętrzną kończyn dolnych. Praca wewnętrzna to ta wykonywana przez mięśnie, w zamianie energii chemicznej na mechaniczną, natomiast praca zewnętrzna to praca, która wywołuje ruch kończyny, wykonana przez siły mięśni i siły zewnętrzne [3].

Podczas chodu można wyróżnić dwie główne fazy – fazę podporu i fazę wykroku. W fazie podporu występują kolejne trzy fazy. Faza amortyzacji, w momencie postawienia stopy na podłożu, faza podparcia – przeniesienie ciężaru ciała i stabilizacji ciała oraz faza odbicia. Podczas fazy amortyzacji występuje praca ujemna, którą można wykorzystać do gromadzenia energii, natomiast w fazie odbicia występuje praca dodatnia, czyli zjawisko oddawania energii.

Zjawisko to można przełożyć na pełen cykl chodu, obu kończyn, które wykonują różną pracę. Kończyna zakroczna wykorzystuje więcej energii na wykonanie kroku – rozpędzenie kończyny do przodu, natomiast kończyna wykroczna traci energię na jej wyhamowanie wykonując pracę ujemną. Obserwując taką zależność można zaobserwować mechanizm podwójnego wahadła. Podczas amortyzacji następuje zjawisko gromadzenia energii natomiast podczas fazy odbicia, gdy występuje praca dodatnia następuje zjawisko oddawania

energii. Dzięki temu energia tracona przez kończynę zakroczną może być wykorzystywana przez kończynę wykroczną.



Rys. 16. Przepływ energii podczas chodu

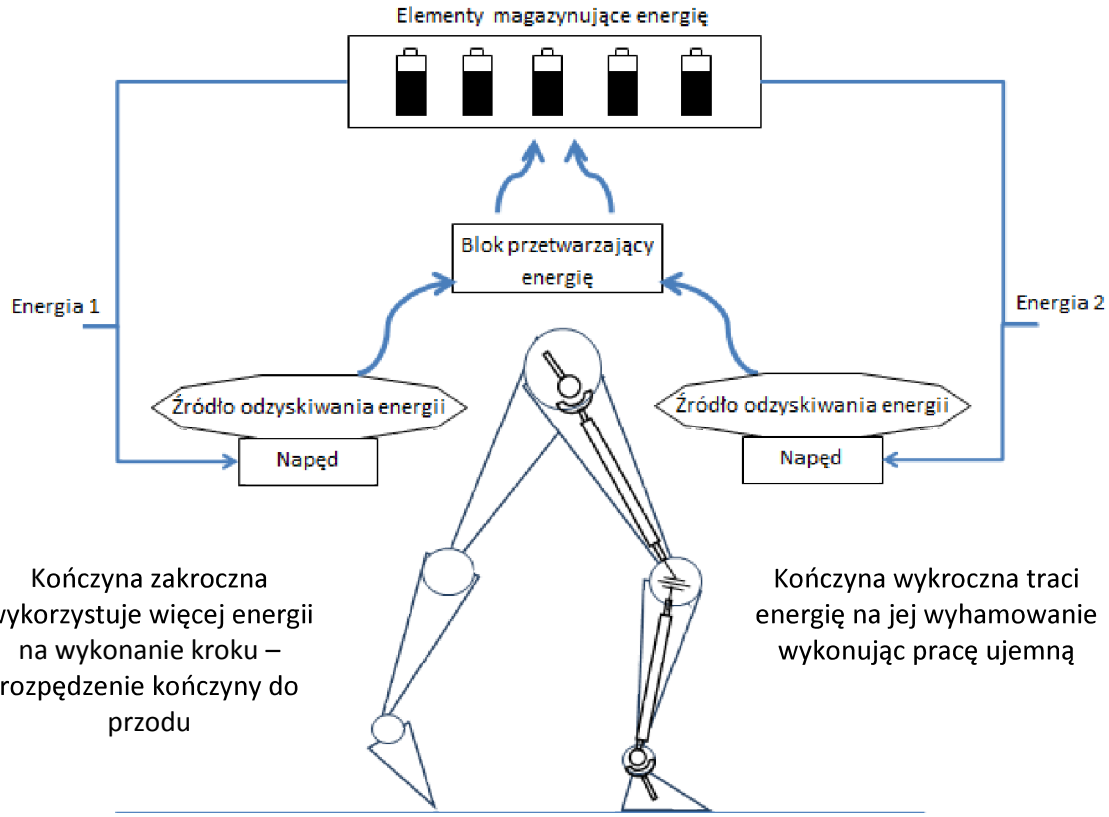
3. ODZYSK ENERGII

Odzysk energii jest to zjawisko polegające na magazynowaniu i późniejszym wykorzystywaniu energii, która zazwyczaj jest tracona. Źródłami odzysku energii mogą być elektrownie wodne, elektrownie wiatrowe, wykorzystanie paneli słonecznych lub energii geotermalnej. W urządzeniach typu egzoszkielety można poszukiwać źródeł odzysku energii takich jak: ciepło ludzkie czy drgania lub zastosować materiały typu piezoelektryczne lub magnetostrykcyjne [8][13][11][1].

4. PRZEPŁYW I MAGAZYNOWANIE ENERGII W EGZOSZKIELECIE KOŃCZYNY DOLNEJ

W jednej z koncepcji (opisanej we wniosku patentowym złożonym przez autorów artykułu) zakłada się umieszczenie na każdej z kończyn źródła odzyskiwania energii. Energia ta przekazywana jest do bloku przetwarzającego energię. A następnie do elementu magazynującego energię, składającego się z zestawu kilku akumulatorów, które są po kolei ładowane (pierwszy akumulator do pełna, następnie kolejny itd.) i w takiej samej kolejności rozładowywane. Pomoże to uniknąć szkodliwego zjawiska częstego oraz krótkotrwałego ładowania i rozładowywania jednego, większego akumulatora. Następnie zmagazynowana energia przekazywana jest do napędu w drugiej kończynie. Czyli w momencie wyhamowania kończyny wykrocznej, energia jest magazynowana i może być z wydatkowana na rozpędzenie kończyny zakrocznej.

System odzysku energii może polegać na jednym lub kilku z wyżej wymienionych metod, podstawowym jest odzysk energii ze zjawiska hamowania, jednak można także zastosować system drgań lub odzysk energii z ciepła ludzkiego ciała.



Rys. 17. Schemat przepływu energii

5. WNIOSKI

Analizując przepływ energii podczas fizjologicznego chodu, zauważa się występowanie zjawiska odzysku energii. Podstawowym zjawiskiem odzysku energii obserwowanym w chodzie jest ruch środka ciężkości ciała, który odbywa się na zasadzie odwróconego wahadła. Czyli energia potencjalna zamieniana jest na energię kinetyczną i na odwrót.

Dodatkowo analizując ruch obu kończyn podczas jednego cyklu chodu można wyróżnić proces magazynowania energii w trakcie wyhamowania kończyny wykrocznej oraz następnie z wydatkowania go do rozpędzenia kończyny zakrocznej.

Taka analiza pozwoliła na wygenerowanie koncepcji odzysku energii w egzoszkielecie kończyny dolnej, która będzie dalej badana i rozwijana.

LITERATURA

[1] Beeby S. P., Tudor M. J., White N. M. „Energy harvesting vibration sources for microsystems applications", Meas. Sci. Technol. 17 (2006) R175–R195
[2] Cavagna G. A., Saibene F.P., Margaria R.: External work in walking. J. Appl. Physiol. 18 (1963) s. 1-9
[3] Chwała W.: Wpływ prędkości na zmiany położenia środka ciężkości ciała i sprawność mechanizmu odzyskiwania energii w chodzie fizjologicznym i sportowym. Monografie nr 12. Kraków, 2013

[4] González R. C., Alvarez D., López A. M., Alvarez J. C.: Modified Pendulum Model for Mean Step Length Estimation. Proceedings of the 29th Annual International. Conference of the IEEE EMBS. Cité Internationale, Lyon, France. August 23-26, 2007
[5] Kim S., Park S.: Leg stiffness increases with speed to modulate gait frequency and propulsion energy. Journal of Biomechanics 44 (2011) s. 1253–1258
[6] Kuo A. D., Donelan J.M., Ruina A.: Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: Step-to-step transitions. Exerc. Sport Sci. Rev., Vol. 33, No. 2, pp. 88–97, 2005. Dostępne: http://www-personal.umich.edu/~artkuo/Papers/ESSR05.pdf
[7] Lipfert S. W., Günther M., Renjewski D., Grimmer S., Seyfarth A.: A model-experiment comparison of system dynamics for human walking and running. Journal of Theoretical Biology 292 (2012) s. 11–17
[8] Paradiso J. „Energy harvesting for mobile computing", Responsive Environments Group, MIT Media Lab
[9] Rummel J., Blum Y., Maus H.M., Rode C., Seyfarth A.: Stable and Robust Walking with Compliant Legs. 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Anchorage Convention District. May 3-8, 2010, Anchorage, Alaska, USA
[10] Seyfarth A., Geyer H., Günther M., Blickhan R.: A movement criterion for running. Journal of Biomechanics 35 (2002) s. 649–655.
[11] Staley M. E. „Development of a protytype magnetostrictive energy harvesting device", Master of Science 2005
[12] Umberger B. R., Augsburger S., Resig J., Oeffinger D., Shapiro R., Tylkowski C.: Generation, absorption, and transfer of mechanical energy during walking in children. Medical Engineering & Physics 35 (2013) s. 644– 651
[13] Vullers R. „Energy harvesting or micropower generation for wireless autonomous sensors", Holst Centre/IMEC-NL, ASCI SPRINGSCHOOL on EMBEDDED SYSTEMS 2008
[14] Wang W.J., Crompton R.H., Li Y., Gunther M.M.: Energy transformation during erect and 'bent-hip, bent-knee' walking by humans with implications for the evolution of bipedalism. Journal of Human Evolution 44 (2003) s. 563–579

THE ENERGETIC ANALYSIS OF WALKING WITH REGARDS TO ENERGY RECOVERING IN THE LOWER LIMB EXOSKELETON

Abstract: The lower-limb exoskeleton is an external, robotic device supporting and assisting walking in the case of disabled people. One of the most significant aspects in the contemporary existing devices is the issue of power supply necessary to drive the exoskeleton. During the natural process of human walking the phenomenon of energy recovering is observed. In this article, the author undertakes the task of researching ways of recovering the energy, developed while walking, through accumulating it and then using to supply the lower-limb exoskeleton.

Dominik PAW, Paweł BADURA, Katedra Informatyki i Aparatury Medycznej, Politechnika Śląska, Gliwice

SEGMENTACJA WĄTROBY W OBRAZACH REZONANSU MAGNETYCZNEGO

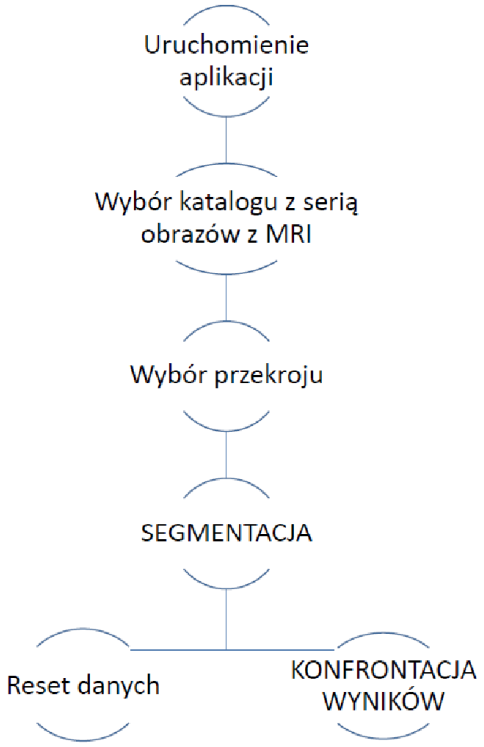
Streszczenie: Celem niniejszej pracy było utworzenie algorytmu służącego do segmentacji wątroby w serii obrazów pochodzących z badania wykorzystującego rezonans magnetyczny. Rozwiązanie zostało zawarte w graficznym interfejsie użytkownika tworząc czytelny program. W algorytmie wykorzystano metodę aktywnego konturu, morfologię matematyczną oraz podobne przekształcenia. Wynikiem jest maska 3D oraz liczba wokseli w niej zawartych. Program umożliwia konfrontację wyników.

Słowa kluczowe: segmentacja, wątroba, rezonans magnetyczny

1. WSTĘP

Segmentacja jest procesem podziału obrazu na spójne obszary o wspólnych cechach, definiowane przez kryteria, takie jak barwa, intensywność, gradienty lub tekstura. Każdy obraz niezależnie od stopnia zróżnicowania może podlegać segmentacji. Nie istnieje jednak jeden uniwersalny algorytm, natomiast znane są ogólne schematy i kroki postepowania. Obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego (MRI) wykorzystuje zjawisko magnetycznego rezonansu jądrowego, rejestrowane dla jąder wodoru [3,4].

Celem pracy było napisanie w środowisku MATLAB algorytmu, który pozwoli na segmentacje wątroby z serii zdjęć uzyskanych w toku obrazowania metodą rezonansu magnetycznego. Aby napisany algorytm można było wykorzystać w przystępny sposób, całość zawarto w graficznym interfejsie użytkownika (GUI). Uwzględniono również możliwość konfrontacji wyników odbywająca się na zasadzie odręcznego obrysu wątroby.



Rys. 18 Schemat blokowy aplikacji

2. METODOLOGIA

Obrazy o standardowej rozdzielczości wykorzystywane podczas pisania aplikacji były przekrojami wątroby w płaszczyźnie poziomej, ponieważ zajmują znaczną część zdjęcia przy jednoczesnym minimalnym sąsiedztwie struktur

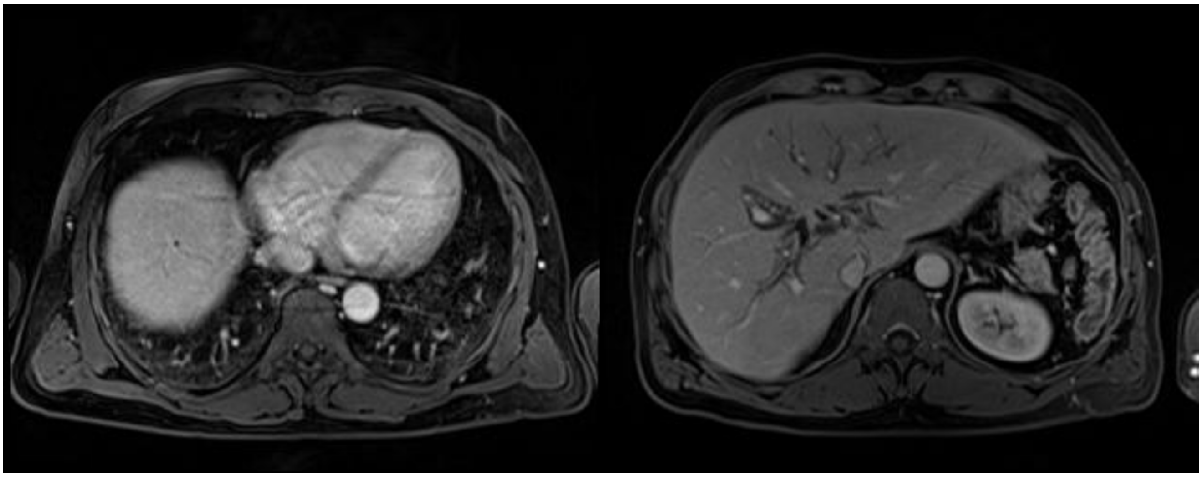
o podobnej jasności. Napisanie algorytmu umożliwiającego segmentację wątroby w krótkim czasie przy jednoczesnym uzyskaniu optymalnych rezultatów, oraz możliwości konfrontacji wyników na zasadzie ręcznego obrysu, wymagała opracowania wieloetapowej metodologii. Schemat działania aplikacji przedstawia rysunek 1.

2.1. Wskazanie położenia wątroby na zdjęciu

Odpowiednie wskazanie punktów startowych umożliwia uzyskanie dokładnych wyników przeprowadzanej segmentacji. Wyróżnić można dwa sposoby ich określenia:

1. wskazać punkty na pierwszym przekroju, na którym wątroba zaczyna się pojawiać,
2. wybrać przekrój wątroby na około środkowym zdjęciu w serii, gdzie jest ona największa i najbardziej kształtna.

Pierwszy sposób umożliwia wskazanie wątroby w początkowych przekrojach, gdzie ma kształt owalny. W kolejnych przekrojach zaczyna się rozrastać w prawą stronę kształtem przypominając plan trójkąta prostokątnego (rys. 2), następnie pomniejszać się w sposób analogiczny.



Rys. 2. Zdjęcia z MRI przedstawiające wątrobę z początku serii (7/88) – po lewej, oraz z okolicy środka serii (33/88) – po prawej

W drugiej metodzie należy uważnie wyznaczyć punkty startowe w celu wyznaczenia jej dokładnej maski. Przeszkodą mogą być ciemniejsze pola (np. żyły, narządy ściśle przylegające do wątroby, tj. serce, nerki, żołądek), które mają podobny odcień, lekko odróżniając się od miąższu wątroby. Mogą być one omylnie zinterpretowane i przyłączone, jako maska wątroby.

2.2. Segmentacja

Aby wyznaczyć i wskazać piksele należące wyłącznie do miąższu wątroby, przyjęto kryterium na podstawie intensywności pikseli. Jak widać na rys. 2 wątroba wyróżnia się na tle innych narządów swoim odcieniem, zatem wskazanie jej położenia oraz barwy jest kluczem do poprawnego wyznaczenia jej powierzchni na danym przekroju.

Zaznaczenie wątroby polega na wskazaniu punktów w obszarze miąższu uważając, aby nie wskazać miejsc, w których znajdują się ekstremalne punkty struktury (zbyt jasne lub zbyt ciemne). Warunek przynależności pikseli to przedział wartości intensywności pikseli. Zakładając, że piksele opisujące wątrobę są podobnej wartości, to przedział wartości pikseli wątroby został dobrany empirycznie i wynosi ±15% wartości wskazanego punktu. Ten przedział jest wykorzystany do przeprowadzenia progowania z podwójnym ograniczeniem

jasności zgodnie ze wzorem (1). Obszary zawierające wskazane przez użytkownika punkty tworzą maskę wątroby [3,4,5].

$$J_w(x,y) = \begin{cases} 1, & J(x,y) \in D \\ 0, & J(x,y) \notin D \end{cases} \tag{1}$$

gdzie:

D – wybrany przedział poziomów jasności,
J – obraz wejściowy,
J_w – *obraz wyjściowy.*

Otrzymana maska poddawana jest morfologii matematycznej. Pierwsza operacja to *zamknięcie obrazu* (dylacja, potem erozja). W ten sposób maska nie traci cennych informacji, a jedynie niewielkie fragmenty będące wyciekami. Druga operacja domyka wolne przestrzenie będące wewnątrz maski wątroby. Zalewanie otworów polega na:

- wyznaczeniu negatywu z obrazu wejściowego,
- wyczyszczeniu brzegu uzyskanego negatywu (pozostają jedynie otwory),
- sumie logicznej obrazu wyjściowego i wyniku czyszczenia brzegów.

Zanim pozostałe obrazy zostaną poddane dopasowaniu są one przekształcane według Gaussoidy (2); przekształcenie dla każdego punktu p jest przeprowadzone zgodnie z równaniem:

$$E(p) = e^{-\left(\frac{|IM(p)-m|}{\sigma}\right)^2} \tag{2}$$

gdzie:

IM – obraz wejściowy,
m – średnia wartość jasności wątroby,
σ – parametr dobrany empirycznie w taki sposób, aby wątroba odznaczała się na tle struktur o innej intensywności.

Aktywny kontur (*wąż*) to matematyczny model krzywej wykonanej z wirtualnego elastycznego materiału [1,2]. Przedstawiona jako kontur dowolnego obiektu na płaszczyźnie w sposób parametryczny spełnia równanie (3):

$$\boldsymbol{\psi(s) = \big(x(s), y(s)\big), \qquad \textbf{gdzie } s \in [0,1]} \tag{3}$$

Natomiast energia krzywej jest wyrażona według wzoru (4) [1,2]:

$$E\text{-}_{snake} = \int_0^1 \Big(E_{snake}\big(\psi(s)\big)\Big)\,ds = \int_0^1 \Big(E_{int}\big(\psi(s)\big) + E_{ext}\big(\psi(s)\big)\Big)\,ds \tag{4}$$

gdzie:

E_{snake} – energia modelu krzywej $\psi(s)$,
E_{int} – energia wewnętrzna wyginająca krzywą $\psi(s)$,
E_{ext} – energia zewnętrzna przyciągająca krzywą $\psi(s)$ do pożądanej granicy obiektu.

Krzywa posiada energię całkowitą, na którą mają wpływ dwa parametry:

- α – odpowiedzialny za regularny kształt konturu. Wprowadza siłę przyciągającą do siebie punkty konturu. Wyzerowanie powoduje nieciągłości.
- β – odpowiada za gładki kształt konturu oraz utrudnia tworzenie się rogów.

Energia zewnętrzna powoduje, że wąż przemieszcza się w kierunku obszarów o interesujących cechach (w kierunku linii, zakończeń linii, krawędzi, ciemnych lub jasnych regionów obrazu, obszarów o wysokim gradiencie) [1,2].

Aktywny kontur użyty w projekcie ma zapewnić maksymalne dopasowanie konturów maski do wątroby przy jednoczesnej minimalizacji wycieków segmentacji do innych narządów wewnętrznych. Aktywny kontur zaczyna dopasowanie od pierwszego przekroju używając w iteracji *n+1* maski z iteracji *n* (poprzedniej) przechodząc przez wszystkie przekroje aż do ostatniego, w którym jeszcze znajduje się wątroba.

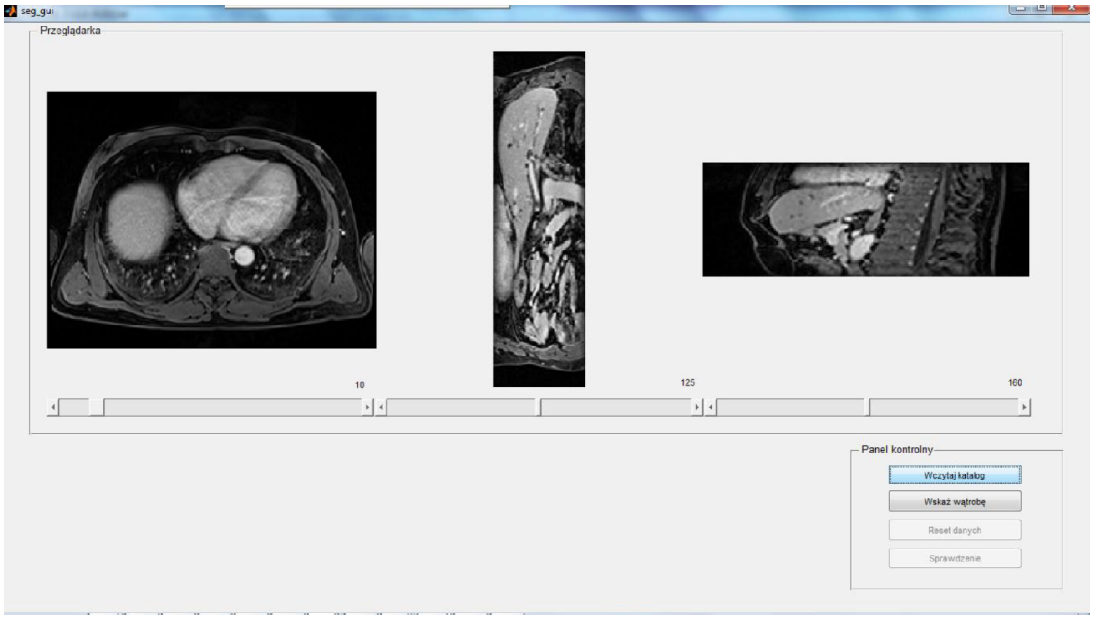
3. INSTRUKCJA OBSŁUGI

Program składa się z okna głównego oraz z okna służącego do porównywania wyników, które odbywa się na zasadzie ręcznych obrysów wątroby w całej serii zdjęć. Porównywane są sumy wokseli w masce dwóch rozwiązań.

3.1. Okno główne

W okno główne (rys. 3) została wbudowana prosta przeglądarka wyświetlająca zdjęcia w trzech płaszczyznach. Panel kontrolny zawiera cztery przyciski sterujące całym programem:

- *wczytaj katalog* – użytkownik wskazuje folder z serią zdjęć MR wątroby,
- *wskaż wątrobę* – trójpunktowe wskazanie wątroby i rozpoczęcie segmentacji,
- *reset danych* – czyści wykonane wcześniej obliczenia w przypadku potrzeby przeprowadzenia ponownej segmentacji,
- *sprawdzenie* – otwiera okno do przeprowadzenia konfrontacji wyników z ręcznym obrysem wątroby.



Rys. 3. Okno główne programu

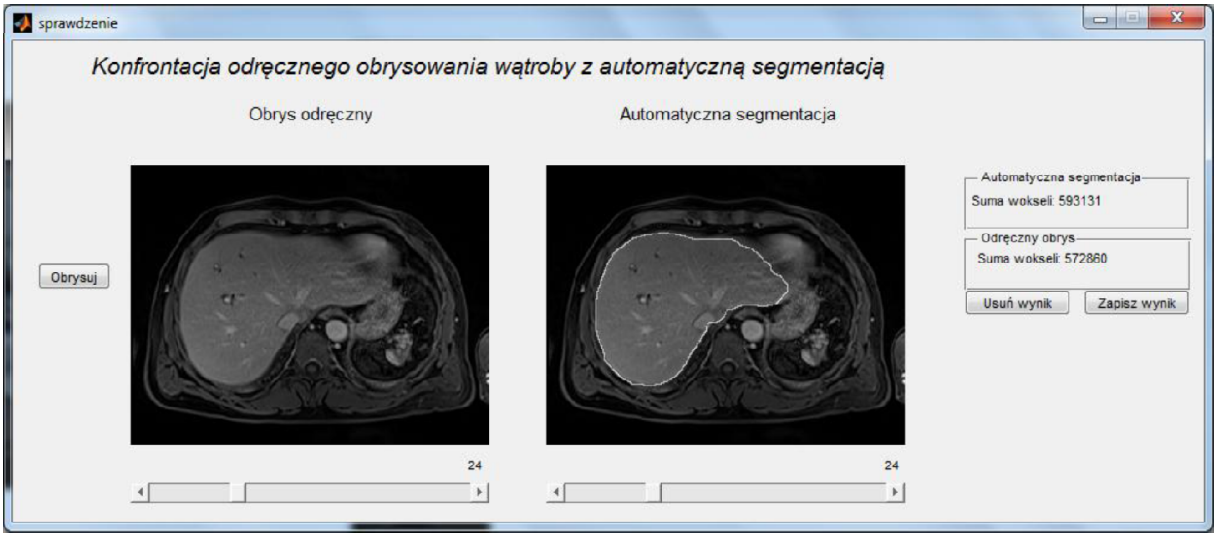
3.2. Sprawdzenie wyników

Rysunek 4 przedstawia okno służące do konfrontacji wyników. Schemat sprawdzania wygląda następująco:

- wybór zdjęcia, na którym wątroba zaczyna się pojawiać,
- kliknięcie *Obrysuj* i wykonanie dokładnego odręcznego obrysu wątroby. Po zakończeniu, zdjęcie przełączy się na kolejne,

- jeśli wątroba jest nadal widoczna następuje powrót do punktu drugiego, jeśli nie należy odczytać i porównać wyniki.

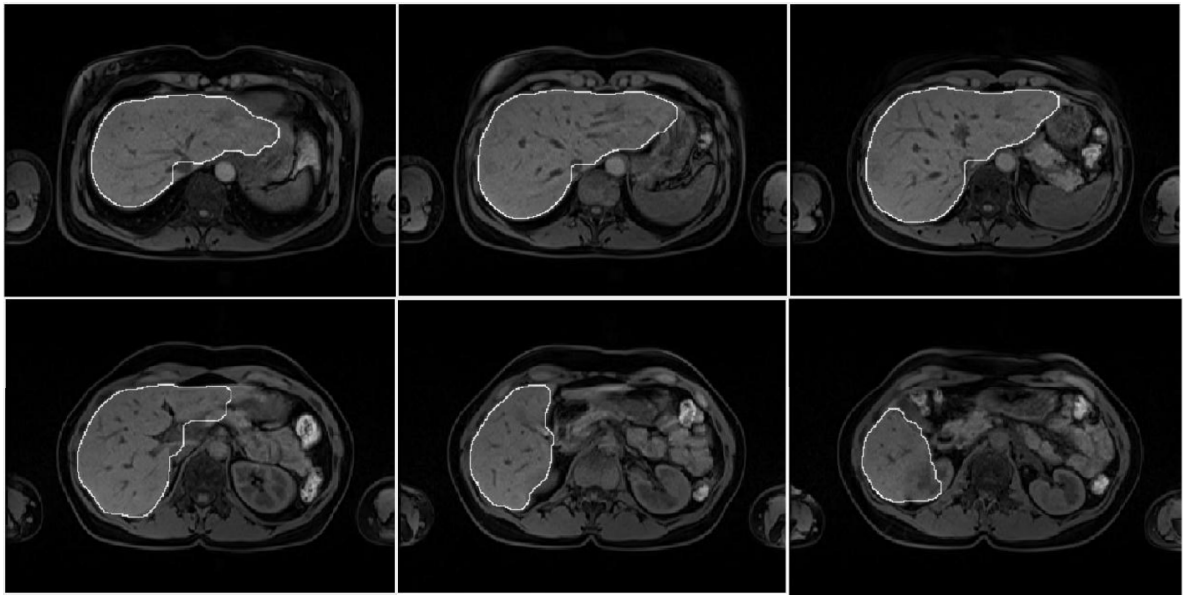
Wyniki segmentacji mogą być zapisywane. W katalogu, w którym znajduje się seria zdjęć z MR, zapisywany jest plik **.mat* z informacją o liczbie wokseli z segmentacji automatycznej oraz z obrysów manualnych. Jeśli taki plik już istnieje, informacja ta jest automatycznie wczytywana. Wyniki można skasować i wykonać ponowne sprawdzenie.



Rys. 4. Okno programu, w którym można porównać wyniki segmentacji

4. REZULTATY

Na poniższym rysunku został przedstawiony jeden z wyników segmentacji wątroby w płaszczyźnie poprzecznej. W taki sposób zostaje oznaczona wątroba w *przeglądarce* w oknie głównym. Na ostatnim zdjęciu na rys. 5 (trzecie w drugim rzędzie) widać wyciek obrysu w stronę nerki. Jest to najczęstszy błąd algorytmu i trudny do wyeliminowania. Stanowi on o dokładności wyniku.



Rys. 5. Jeden z wyników przeprowadzonej segmentacji wątroby

W tabeli 1 zebrano wyniki segmentacji czterech serii uwzględniając parametry: czas segmentacji (mierzony od postawienia ostatniego punktu do wyświetlenia wyników), ilość wyznaczonych wokseli metodą automatyczną i manualną (używając narzędzia *sprawdzenia* 3.2) oraz wyliczając ich różnicę przedstawioną w liczbie wokseli również wyliczoną procentowo. Wykonanie ręcznego obrysu wątroby zlecono ekspertowi w przetwarzaniu obrazów medycznych. Przeprowadzenie analizy zostało wykonane na komputerze o parametrach: procesor *Intel Core i7*, *4 GB RAM*, *Windows 7 (×64)*, MATLAB ver. (7.12.0) R2011a.

Na podstawie wyników z tabeli 1 wyliczono, ze średni czas potrzebny na przeprowadzenie przez algorytm automatycznej segmentacji wynosi *2 minuty 35 sekund*. Natomiast najlepszy wynik pod względem najmniejszej różnicy miedzy automatycznym procesem segmentacji, a obrysem odręcznym wynosi zaledwie 2,80%.

Tabela 1. Tabela wyników

Seria	Czas	Segmentacja [l. wokseli]		Różnica (Auto - Manual)	
		Automatyczna	Manualna	Ilość wokseli	%
1	2 min 21 sec	368602	322992	45610	12,37
2	2 min 36 sec	589371	572860	16511	2,80
3	2 min 37 sec	600287	558274	42013	7,00
4	2 min 44 sec	682234	585679	96555	14,15

5. PODSUMOWANIE

Przedstawiona wersja aplikacji wymaga dalszych prac udoskonalających pracę algorytmu. Uzyskane wyniki w porównaniu z rezultatami prac nad podobnymi algorytmami są porównywalne, co świadczy o dobrym toku postępowania i prac rozwojowych.

LITERATURA

[1] Xu C., Pham D. L., Prince J. L., Medical Image Segmentation Using Deformable Models. Handbook of Medical Imaging – Volume II: Medical Image Analysis, SPIE Publications, Maj 2000
[2] Lankton, S. Shawn Lankton Online. www.shawnlankton.com. [Online: grudzień 2013]
[3] Tadeusiewicz, R., Korohoda. P., Komputerowa analiza i przetwarzanie obrazów, Wyd. Fundacji Postępu Telekomunikacji, Kraków, 1997
[4] Nieniewski M., Morfologia matematyczna w przetwarzaniu obrazów. Problemy współczesnej nauki. Teoria i zastosowania. Informatyka. Akademicka Oficyna Wydawnicza PLJ, Warszawa, 1998
[5] Koprowski R., Wróbel Z., Praktyka przetwarzania obrazów w programie MatLab. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa, 2004

LIVER SEGMENTATION IN MAGNETIC RESONANCE IMAGES

As a main aim of this project was made a liver segmentation algorithm from Magnetic Resonance Images. Whole solution was made in graphical user interface to make program simple and intuitive in use. In algorithm were used methods like: active contour (snake), mathematical morphology and similar transformations. As result is 3D mask of liver and sum of the voxels containing the mask. Application includes confrontation results.

Dominika SZYMAŃSKA, Studenckie Koło naukowe Analizy Ruchu przy Katedrze Motoryczności Człowieka, Zakład Biomechaniki AWF Katowice

OCENA ZABURZEŃ STAWU SKRONIOWO – ŻUCHWOWEGO W ASPEKCIE AKTYWNOŚCI BIOELEKTRYCZNEJ

Streszczenie: Celem pracy była elektromiograficzna ocena i porównanie aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni układu stomatognatycznego dwóch osób dotkniętych dysfunkcją stawu skroniowo – żuchwowego (ang. temporomandibular disorders - TMD) o różnym stopniu nasilenia, oraz osoby zdrowej deklarującej brak objawów TMD.

Słowa kluczowe: dysfunkcje stawu skroniowo – żuchwowego, wskaźnik asymetrii napięć mięśniowych, aktywność bioelektryczna mięśni, testy funkcjonalne układu stomatognatycznego

1. WSTĘP

Współczesne doniesienia naukowe prezentują bardzo zróżnicowane dane dotyczące częstości występowania dolegliwości związanych z dysfunkcjami stawu skroniowo – żuchwowego. Autorzy szacują, że odsetek chorych może mieścić się w przedziale 6 – 93% [1][2]. Mimo dużych rozbieżności w statystykach epidemiologicznych pewnym jest, iż dysfunkcje układu stomatognatycznego są bardzo rozpowszechnione w krajach rozwiniętych, co tłumaczy się ujemnym skutkiem stresu cywilizacyjnego[3]. Tematyka zaburzeń w obrębie aparatu ruchowego narządu żucia jest niechętnie podejmowana przez środowisko fizjoterapeutów, głównie ze względu na skomplikowaną diagnostykę. Rozwój nauki, który dokonał się w ostatnich latach umożliwia coraz prostsze i szybsze diagnozowanie wielu schorzeń – także tych związanych z zaburzeniami w obrębie układu ruchowego narządu żucia, przy pomocy nowoczesnych systemów służących pomiarom i analizie aktywności mięśniowej[4]. Niniejsza praca poświęcona została elektromiograficznej ocenie zaburzeń aktywności mięśni układu stomatognatycznego, których nieprawidłowa praca jest czynnikiem zwiększającym ryzyko wystąpienia TMD[5]. Ze względu na pilotażowy charakter eksperymentu, wzięły w nim udział tylko 3 osoby.

2. CEL PRACY

Celem pracy było pozyskanie wiedzy o aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni pacjentki ze zdiagnozowaną klinicznie, zaawansowaną dysfunkcją stawu skroniowo – żuchwowego, niezdiagnozowanej studentki zgłaszającej występowanie objawów TMD, oraz mężczyzny deklarującego brak jakichkolwiek symptomów schorzenia.

3. MATERIAŁ I METODYKA

3.1. Charakterystyka grupy badawczej

W badaniu wzięły udział trzy osoby:

1) **Pacjentka (P) –** 52 rż, w przeszłości przeszła zapalenie nerwu trójdzielnego i złamanie żuchwy
zgłaszane objawy: ból i trzaski w SSŻ, ograniczona możliwość pełnego otwarcia ust, odczucie dzwonienia w uszach, wzmożone napięcie mm twarzy oraz ich ból podczas palpacji, odczucie "rozsadzania" gałek ocznych, ból kręgosłupa
konsultacja u specjalisty: lekarz pierwszego kontaktu, lekarz stomatolog, lekarz protetyk

2) **Kobieta (K) –** 25 rż,
zgłaszane objawy: ból i trzaski w SSŻ, ograniczona możliwość pełnego otwarcia ust, odczucie dzwonienia w uszach
konsultacja u specjalisty: brak

3) **Mężczyzna (M) –** 27 rż, w wywiadzie brak objawów dysfunkcji stawu skroniowo – żuchwowego

3.2. Metodyka badania

Badanie elektromiograficzne (EMG) wykonano przy użyciu bezprzewodowego, ośmiokanałowego systemu Noraxon Telemyo DTS. Sygnał bioelektryczny odczytywany był jednocześnie z czterech par mięśni: skroniowych (TA), żwaczy (MASS), mostkowo – obojczykowo – sutkowych (SCM) i grupy mięśni nadgnykowych (DIG). Pomiaru dokonywano podczas wykonywania przez badanych 5 różnych zadań ruchowych zawartych w protokole badawczym:

1. SS - stanie swobodne (ocena posturalna na stojąco)
2. S - siad na krześle (ocena posturalna na siedząco)
3. ZF - zwarcie funkcjonalne
4. ZK - kontrolowane zwarcie funkcjonalne (między zęby trzonowe włożono gumowy wężyk)
5. P - przełykanie śliny

Wartości uzyskane z badania EMG znormalizowano do globalnej wartości maskymalnej sygnału, tak by możliwym było porównanie wyników poszczególnych osób.
Aby wykazać ewentualne asymetrie w pracy poszczególnych par mięśni wyznaczono wskaźniki asymetrii napięć (WA).
Zastosowano w tym celu prosty wzór:

$$WA = \frac{|U_L - U_p|}{|(U_L + U_p)/2|} x100 \quad (1)$$

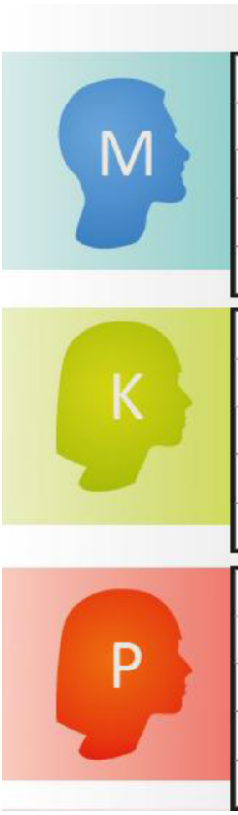
Gdzie: WA – wskaźnik asymetrii, U_L – znormalizowana wartość napięcia mięśnia po stronie lewej, U_P – znormalizowana wartość napięcia mięśnia po stronie prawej

Otrzymane wskaźniki sprowadzono do wartości bezwzględnych.

4. WYNIKI

4.1. Porównanie maksymalnych wartości średnich napięcia mm. między stronami

Na podstawie wskaźników asymetrii (WA) obliczonych dla każdej z par mięśni w poszczególnych testach można stwierdzić, iż aktywność bioelektryczna mięśni „M" cechuje się najbardziej asymetryczną pracą po prawej i lewej stronie twarzy ze wszystkich badanych, bardzo wysokie wartości WA wyliczono z aktywności wszystkich par mięśniowych podczas ich aktywności w testach posturalnych (w ocenie posturalnej na siedząco dla MASS, WA = 93,6). MASS i TA u „K" wykazuje wysoką asymetrię w testach oceny posturalnej (WA średnio 72,2). U tej badanej wysokie wartości WA obliczono także dla DIG w testach czynnościowych (WA średnio 32,2). U badanej „P" najwyższe wartości WA uzyskano podczas analizy aktywności bioelektrycznej TA w testach ZK i P, oraz MASS we wszystkich zadaniach poza ZK.

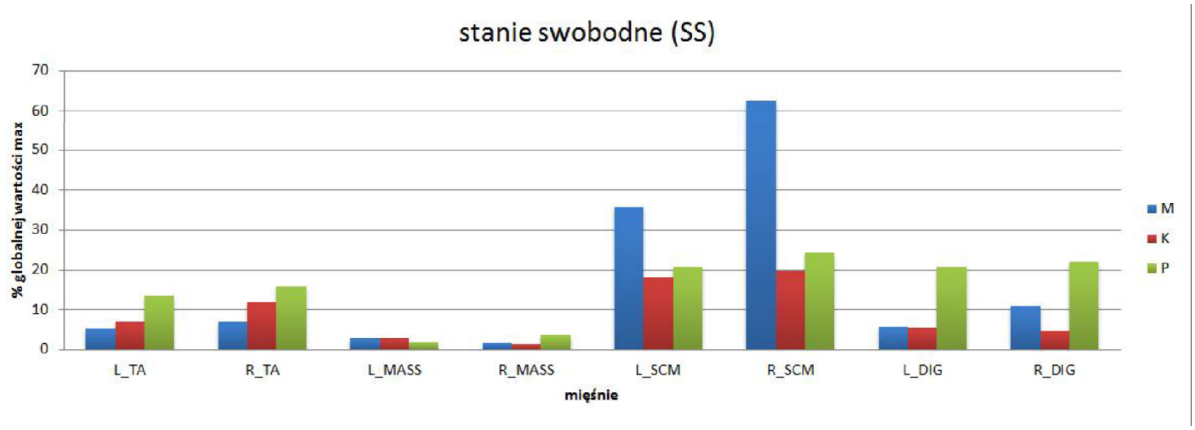


		TA	MASS	SCM	DIG
M	SS	27,4	61,8	54,8	64,2
	S	26,0	93,6	43,3	53,1
	ZF	67,5	8,1	22,5	10,6
	ZK	0,0	0,0	7,8	40,7
	P	63,4	89,0	39,2	72,0
K	SS	52,8	76,7	7,9	13,5
	S	75,1	84,3	8,2	17,7
	ZF	0,0	37,1	0,0	27,3
	ZK	10,3	0,0	11,8	46,3
	P	15,1	61,9	21,5	23,0
P	SS	15,4	73,9	16,4	5,7
	S	21,9	45,7	13,3	15,9
	ZF	0,0	49,7	13,8	31,0
	ZK	78,6	0,0	0,0	25,8
	P	66,2	48,8	22,9	6,2

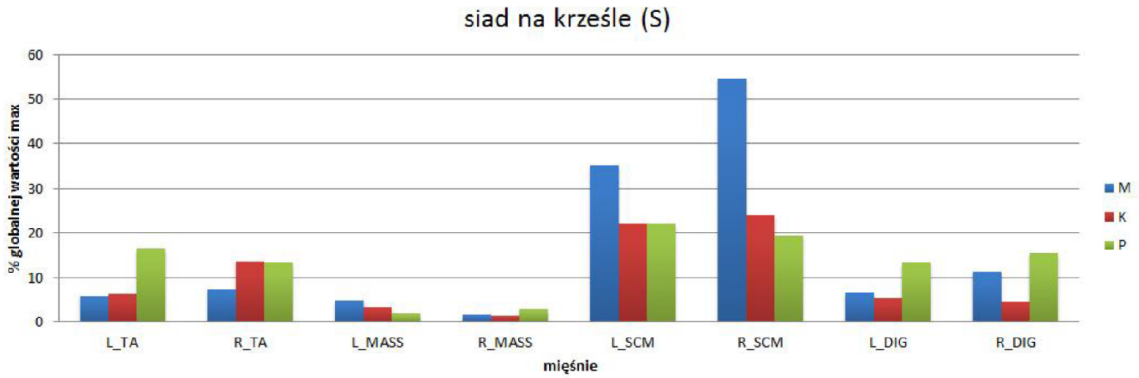
Rys. 1. Wartości WA uzyskane przez poszczególnych badanych

4.2. Ocena aktywności mięśniowej dla wszystkich mięśni w poszczególnych testach

W teście SS i S MASS wszystkich badanych wykazywały znikomą aktywność. Szczególną uwagę zwraca bardzo wysoka i asymetryczna wobec innych badanych aktywność SCM u „M". Podobnie wyróżnia się aktywność DIG i TA „P". U wszystkich badanych widoczne są oznaki asymetrii napięć mięśniowych.

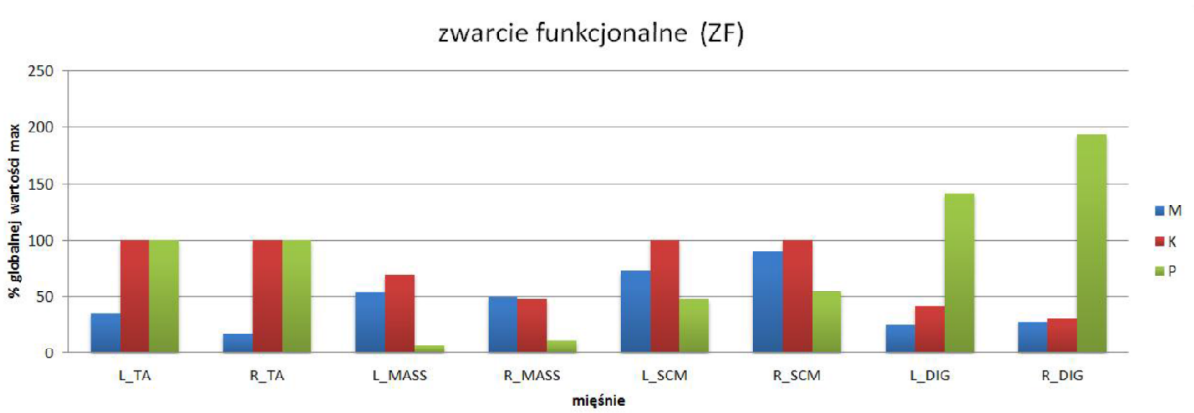


Rys. 2. Wykres aktywności bioelektrycznej mięśni w teście SS



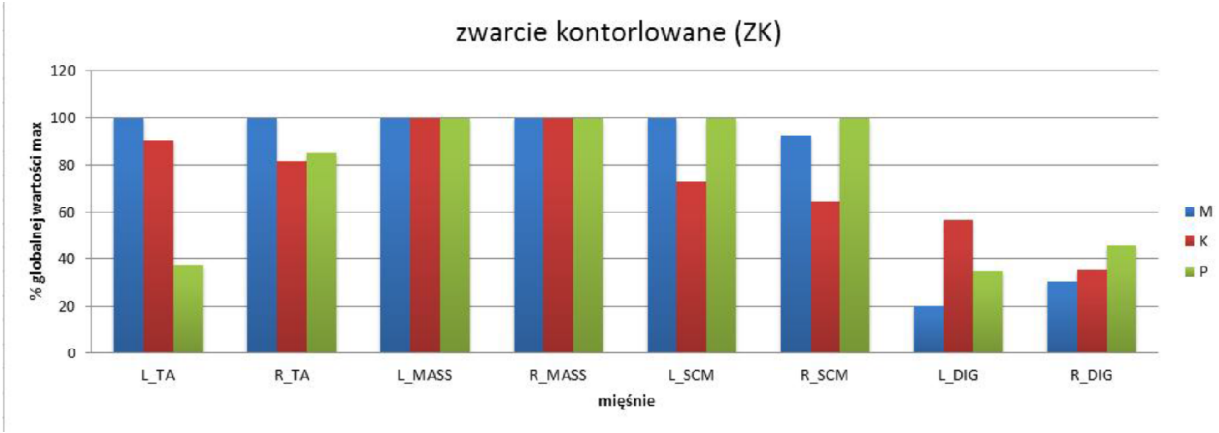
Rys. 3. Wykres aktywności bioelektrycznej mięśni w teście S

W teście ZF żwacze „P" oraz mięśnie skroniowe „M" prezentują zdecydowanie zaniżoną aktywność. W czasie wykonywania tej próby „P" zgłosiła wystąpienie bólu w obrębie stawu skroniowo – żuchwowego, co mogło wpłynąć na uzyskane wartości. Nieoczekiwanie wysokie okazały się natomiast wartości DIG u „P" – praca tych mięśni nie jest specyficzna dla zwarcia.



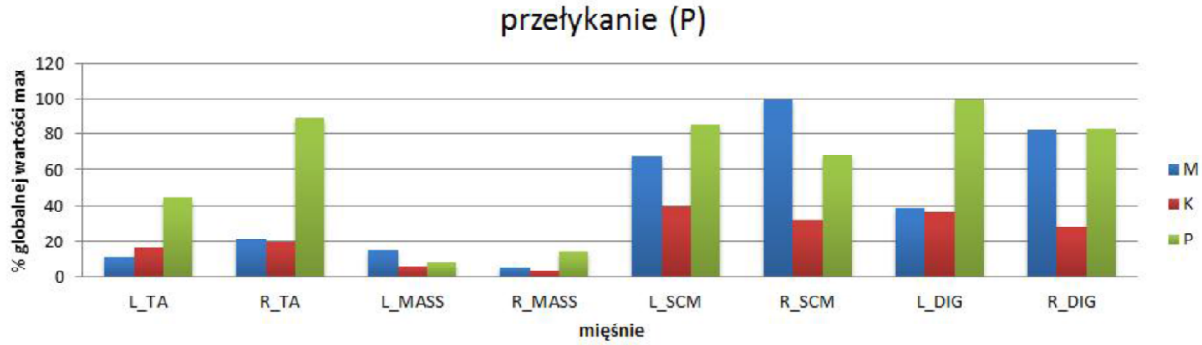
Rys. 4. Wykres aktywności bioelektrycznej mięśni w teście ZF

Aktywność wszystkich (poza DIG) mięśni badanych podczas wykonywania ZK osiągała wartości maksymalne, lub była do nich zbliżona. Na uwagę zasługuje zdecydowanie obniżona aktywność TA pacjentki po stronie lewej. Praca DIG wszystkich badanych cechowała się asymetrią.



Rys. 5. Wykres aktywności bioelektrycznej mięśni w teście ZK

W teście przełykania SCM i DIG „P" oraz „M" przejawiają bardzo wysoką, niesymetryczną aktywność. Dodatkowo u „P" pojawia się afunkcjonalna, wysoka aktywność TA o dużym zróżnicowaniu pomiędzy mięśniem po stronie prawej i lewej. Praca mięśni „K" cechuje się w tym teście symetrycznym i uzasadnionym funkcjonalnie stopniem aktywności.



Rys. 6. Wykres aktywności bioelektrycznej mięśni w teście P

5. WNIOSKI

Elektromiografia powierzchniowa wydaje się być dobrym narzędziem w rzetelnej ocenie aktywności bioelektrycznej mięśni układu stomatognatycznego, których nieprawidłowa aktywność może być (w zależności od objawów współistniejących) objawem TMD lub czynnikiem wpływającym na rozwój tej dysfunkcji [6]. Na podstawie wyników powyższej pracy można stwierdzić, iż całkowity brak objawów TMD nie zawsze świadczy o poprawnym działaniu mięśni układu stomatognatycznego – badany „M" mimo, iż nie zgłaszał żadnych objawów wskazujących na dysfunkcję narządu żucia cechował się asymetryczną pracą mięśni w wybranych testach. Mogłoby to świadczyć m. in o istnieniu zaburzonych wzorców pracy mięśniowej nie przekraczających jeszcze możliwości kompensacyjnych organizmu, a co za tym idzie, nie generujących objawów TMD.

Otrzymane wyniki badania pilotażowego zapowiadają się obiecująco, jednak nie można wyciągać z nich daleko idących wniosków dotyczących m. in określania wzorca napięć mięśniowych charakterystycznego dla osoby o określonym stopniu dysfunkcji. W przyszłości planowane jest zwiększenie grupy badawczej, co pozwoli zwiększyć wartość naukową otrzymanych wyników.

LITERATURA

[1] Kleinrok M, Uzasadnienie, potrzeby i próba ustalenia zasad zapobiegania zaburzeniom czynnościowym narządu żucia. Protetyka Stomatologiczna 1989, 4: 177-178
[2] Jancelewicz M, Stomatognathic system dysfunctions as an increasing problem of modern health care - determination of its causes. Hygeia Public Health 2010, 45(1): 17-20
[3] Poveda Roda R. Review of temporomandibular joint pathology. Part I: Classification, epidemiology and risk factors. Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal 2007;12:E292-8
[4] Oleksy Ł et al. Complex evaluation of the masticatory system with optoelectronic motion analysis and surface electromyography. New clinimetrics methods in physiotherapy - Kraków; Rzeszów; Zamość: Konsorcjum Akademickie, 2010. - S. 19-37
[5] Ozdemir-Karatas et al., Identifying potential predictors of pain–related disability in Turkish patients with chronić temporomandibular disorder pain. The Journal of Headache and Pain 2013, 14:17
[6] Kleinrok M, Analiza czynności narządu żucia, wywiad, objawy kliniczne dysfunkcji, Zaburzenia czynnościowe układu ruchowego narządu żucia, w: Masłowska M (red), Wydawnictwo Czelej, Lublin 2012, str. 15-27

EVALUATION OF TEMPOROMANDIBULAR DISORDERS IN BIOELECTRICAL ACTIVITY ASPECT

The aim of the study was an electromyography assessment and comparison of stomatognatic system's selected muscles bioelectrical activity. The material consisted of two subjects who suffers from differential intensity of temporomandibular disorders (TMD) and the another one who's healthy and doesn't declare symptoms of TMD.

Katarzyna WITA, **Krzysztof CZAKON**, WSiD, Ustroń
Prof. zw. dr n. tech. Maciej HAJDUGA, ATH, Bielsko- Biała i WSiD, Ustroń

KLEJENIE JAKO JEDEN ZE SPOSOBÓW POŁĄCZENIA TYTANU Z ZrO_2 W UZUPEŁNIENIACH PROTETYCZNYCH

Streszczenie: Powodzenie zabiegu rekonstrukcyjnego jest ściśle związane z odpowiednim połączeniem różnorodnych materiałów oraz doborem ich cech użytkowych. Stosowane materiały, winny cechować się biokompatybilnością. Decyduje ona, o powodzeniu użycia zaopatrzenia protetycznego, zwłaszcza w jego długookresowym zastosowaniu. Istotą pracy jest połączenie klejone stopu tytanu (Ti-6Al-4V) z dwutlenkiem cyrkonu (ZrO_2).

Słowa kluczowe: dwutlenek cyrkonu, tytan, cementy dentystyczne, badania mechaniczne, badania metalograficzne makroskopowe

1. WSTĘP

Sposób połączenia materiałów oraz ich dobór decyduje o powodzeniu zabiegu rekonstrukcyjnego. Alternatywą dla mechanicznego połączenia stopu tytanu z ZrO_2 jest technika klejenia cementem dentystycznym. Na rynku dostępnych jest wiele tego rodzaju produktów. Ze względu na wyżej wymienione kryterium, do badań w pracy wytypowano: stop tytanu, dwutlenek cyrkonu i dwa różne cementy dentystyczne [1, 2].

Tytan i jego stopy na dzień dzisiejszy, należą do najbardziej perspektywicznych biomateriałów metalicznych. Skład chemiczny stopu Ti-6Al-4V o strukturze dwufazowej α+β przeznaczonego na implanty, został określony w normie ISO [6]. Stężenie pierwiastków stopowych według tej normy jest następujące: O-0,2%, V-5%, Al.-6%, Fe-0,6%, H-0,015%, C-0,08%, N-0,05%, Ti-88% [1, 3].

Ceramika podobnie jak metale charakteryzuje się budową krystaliczną. Częściowo zsynteryzowane krążki firmy DOCERAM zostały wykorzystane w pracy jako substrat. Kolejno poddano je: frezowaniu metodą CAD/CAM i synteryzacji. Połączenie metal-ceramika może być realizowane różnymi technologiami. Dla próby oceny charakteru połączenia metalu i ceramiki w technologii klejenia, wytypowano cementy dentystyczne różnych producentów, KoNcem Zirconium oraz Relyx U100 3M ESPE. Oba produkty to cementy adhezyjne, o różnym składzie i parametrach, przeznaczone do osadzania uzupełnień z cyrkonu, tytanu oraz metali szlachetnych i nieszlachetnych. Ważniejsze cechy materiałów mocujących, to: drobnoziarnistość, niezmienność objętości, zdolność do wytworzenia cienkiej powłoki, transparentność oraz wysoką wytrzymałość mechaniczną. [2,4]

Technologia klejenia stopu tytanu z ZrO_2 znalazła zastosowanie w implantoprotetyce, jako alternatywa połączenia narażonego na skręcanie. Cyrkonowy łącznik osadzany jest na cemencie dentystycznym, który spaja go z tytanowym implantem. Jedną z zalet takiego połączenia jest większa sprężystość konstrukcji wszczepu [5].

1.1 Cel pracy

Celem pracy jest ocena własności mechanicznych uzupełnień protetycznych w technologii klejenia materiału metalicznego- tytanu z dwutlenkiem cyrkonu.

1.2 Zakres pracy

Zakres pracy obejmuje wykonanie cylindrycznych próbek z ZrO_2 (rys.2) do połączenia z drutem tytanowym, poprzez sklejenie cementem dentystycznym. Następnie przeprowadzenie statycznej próby rozciągania materiałów klejonych zgodnie z normą ISO TS 11405, 2003 [7]. Badania metalograficzne makroskopowe wniosą informację o ciągłości połączenia - przylegania warstwy kleju do powierzchni drutu (rys.5).

2. BADANIA WŁASNE

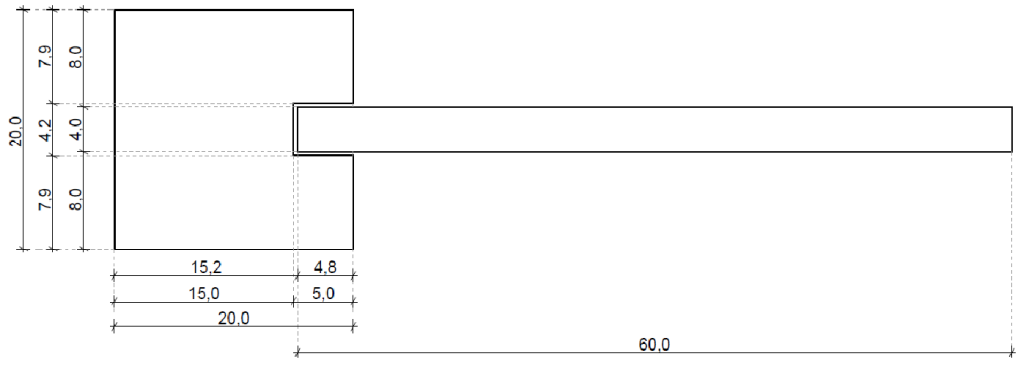
2.1. Materiały przeznaczone do badań – przygotowanie próbek

Do badań przygotowano próbki z dwutlenku cyrkonu o geometrii walca, średnica 20mm i wysokości 20mm. W cyrkonowych walcach wykonano otwory o średnicy 4,2mm i głębokości 5mm metodą obróbki wiórowej.

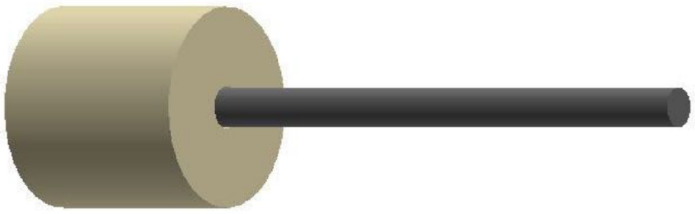
Przygotowano następnie trzpienie tytanowe w postaci drutów o średnicy 4mm i długości 60mm. Tolerancja otworu w stosunku do średnicy drutu wynosiła 0,2mm. Powierzchnie drutów przygotowano metodą piaskowania tlenkiem glinu (w gradacji 110 μm) i odtłuszczono.

Połączenia cylindrycznych próbek z ZrO_2 z drutem tytanowym, dokonano przy zastosowaniu kleju - cementu dentystycznego Koncem Zirconium oraz RelyX U100 3M ESPE. Czas schnięcia kleju utwardzanego chemicznie (Koncem Zirconium) wynosił 10 minut natomiast utwardzanego światłem (RelyX U100 3M ESPE) 5 minut.

Aby zachować osiowość połączenia w układzie równomiernego usytuowania drutu tytanowego w otworze cylindrycznym próbki cyrkonowej wypełnionej klejem, zastosowano specjalistyczny przyrząd gwarantujący lokalizację drutu w stosunku do otworu okalającej go 0,1mm dla warstwy kleju (rys.1).



a)

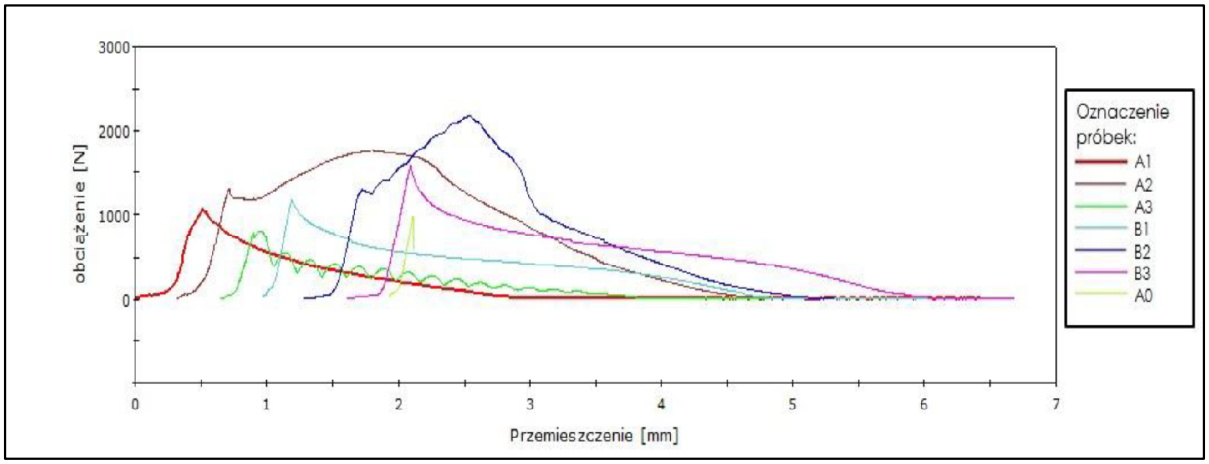


b)

Rys. 1. Próbki przeznaczone do badań: a) przekrój próbki b) wygląd próbki po sklejeniu cyrkonowego walca z tytanowym drutem

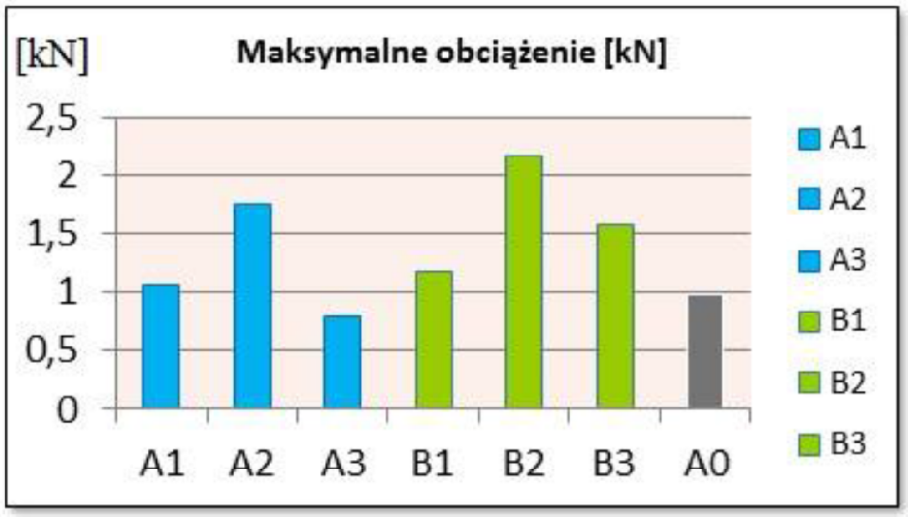
2.2. Statyczna próba rozciągania

Statyczną próbę rozciągania przeprowadzono zgodnie z normą ISO TS 11405 dla wszystkich próbek połączonych w różnej technologii klejenia, na maszynie wytrzymałościowej INSTRON (model 33R4467). Wyniki badań zamieszczono na rys. 2 i 3.



Rys. 2. Wykres statycznej próby rozciągania dla wszystkich próbek (A0 – B3). A1-A3 próbki klejone cementem KoNcem Zirconium, B1-B3 próbki klejone cementem RelyX U100 3M ESPE, A0 próbka próbna klejona cementem dentystycznym

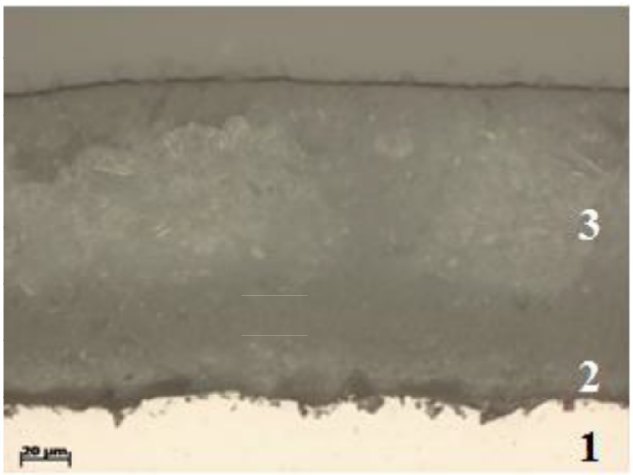
Podczas badań dokonano pomiaru wytrzymałości połączenia w różnej technologii klejenia dla obu cementów dentystycznych. Rysunek nr 3 przedstawia wartości maksymalnych obciążeń dla próby rozciągania w systemie różnych technologii klejenia i przygotowania powierzchni drutu tytanowego.



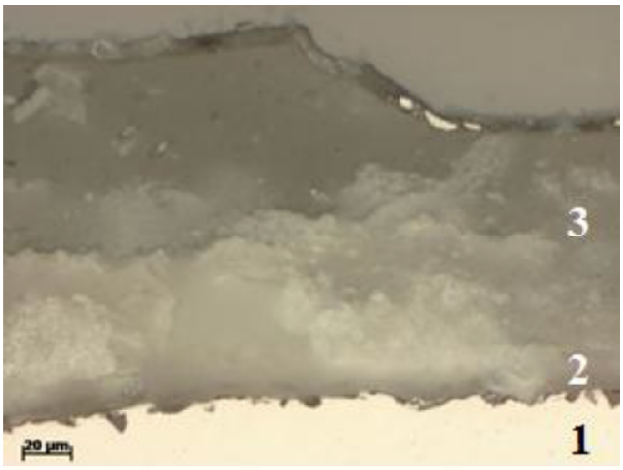
Rys. 3. Wartości maksymalnych obciążeń [kN], A1-A3 próbki klejone cementem KoNcem Zirconium, B1-B3 próbki klejone cementem RelyX U100 3M ESPE, A0 próbka próbna klejona cementem dentystycznym

2.3. Badania metalograficzne

Badania metalograficzne przedstawiono na rys. 4 dla dwóch różnych sposobów klejenia. Zaobserwowano dobrą ciągłość połączenia, świadczy to wysokiej jakości klasy połączenia. Nie stwierdzono występowania defektów w połączeniu materiałów, co pozwala na pozytywną ocenę jakości obu spoiw.



Rys. 4. Próbka A4 klejona cementem dentystycznym KoNcem Zirconium, powiększenie 500x (1. Stop tytanu Ti-6Al-4V, 2. Cement dentystyczny, 3. Dwutlenek cyrkonu ZrO_2)



Rys. 5. Próbka B4 klejona cementem dentystycznym Relyx U100 3M ESPE, powiększenie 500x (1. Stop tytanu Ti-6Al-4V, 2. Cement dentystyczny, 3. Dwutlenek cyrkonu ZrO_2)

3. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Na podstawie otrzymanych wyników badań to jest statycznej próby rozciągania oraz metalograficznych mikroskopowych w ocenie struktury i jakości – ciągłości połączenia stopu tytanu (Ti-6Al-4V) z cyrkonową podbudową wypełnień protetycznych można wnościc co następuje.

Połączenie klejeniem Relyx U100 3M ESPE posiada wyższą wytrzymałość w ocenie statycznej próby rozciągania w porównaniu z klejem KoNcem Zirconium.

Potwierdzając powyższe badania metalograficzne makroskopowe dla wszystkich analizowanych próbek – zachowanie ciągłości połączenia.

Finezyjny stan zachowania osiowości stopu Ti-6Al-4V w stosunku do ZrO_2 w technologii klejenia gwarantuje jakość i klasę połączenia.

LITERATURA

[1] Wierzchoń T., Czarnowska E., Krupa D.: Inżynieria powierzchni w wytwarzaniu biomateriałów tytanowych. Oficyna Wydawnicza PW, Warszawa, 2004
[2] Surowska B.: Biomateriały metalowe oraz połącznia metal-ceramika w zastosowaniach ceramicznych. Wydawnictwa Uczelniane, Lublin, 2009
[3] Marciniak J.: Biomateriały. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2013
[4] Majewski S.W.: Protetyka stałych uzupełnień zębowych. Wyd.1. Wydawnictwo SZS-W, Kraków, 1998
[5] Brusiłowicz N., Więckiewicz W.: Cyrkon i jego możliwości stosowania w protetyce stomatologicznej. Inżynieria Stomatologiczna – Biomateriały, Ustroń, 2013
[6] Norma: PN-EN ISO 5832-3, 2012
[7] Norma: ISO TS 11405, 2003

CEMENTING AS ONE OF THE METHODS OF BINDING TITAN WITH ZrO_2 IN DENTURES

Abstract: Reconstructions procedure's success is precisely connected with appropriate connection of different materials and their applied feature's selection. Just materials should characterize biocompatibility. It determines the success of using or thotic supply, especially in its long- distance using. Connecting glued together the alloy of titanium (Ti-6Al-4V) with zirconium dioxide (ZrO_2) is an essence of the work.

Piotr WODARSKI, **Marek GZIK, Jacek JURKOJĆ, Robert MICHNIK,** Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze
Andrzej BIENIEK, Inżynieria Biomedyczna, Politechnika Śląska, Zabrze

WYZNACZANIE ZDOLNOŚCI MANIPULACYJNYCH KOŃCZYN GÓRNYCH U DZIECI Z WYKORZYSTANIEM TECHNOLOGII WIRTUALNEJ RZECZYWISTOŚCI

Streszczenie: Wykorzystanie nowoczesnych systemów Technologii Wirtualnej Rzeczywistości takich jak kaski 3D, cieszących się dużym powodzeniem w wybranych procesach terapeutycznych lub systemów typu Cave, pozwala w bardzo dobrym stopniu odwzorować rzeczywistość. Stosowanie tego typu systemów pozwala zindywidualizować procesy diagnostyczne i terapeutyczne, tworzy system bardzo uniwersalny. Głównym celem przeprowadzonych w ramach artykułu badań było określenie zdolności manipulacyjnych i koordynacji wzrokowo-przestrzennej dla dzieci z zaburzeniami neurologicznymi w systemie wykorzystującym Technologię Wirtualnej Rzeczywistości. Przeprowadzone badania wykazały znaczny wpływ skomplikowania wykonywanego ćwiczenia na sprawność z jaką dzieci wykonywały ruch – czym zadany do wykonania ruch był bardziej skomplikowany tym dzieci miały większe problemy z wykonaniem ćwiczenia. Zaobserwowano również, iż terapia z wykorzystaniem wirtualnej rzeczywistości wzmacnia motywacje do wykonywania żmudnych ćwiczeń poprawiających sprawność fizyczną i intelektualną.

Słowa kluczowe: kończyna górna, Technologie Wirtualnej Rzeczywistości, System Cave

1. WSTĘP

Intensywność procesów rozwoju koordynacji wzrokowo-ruchowej u dzieci wzrasta pomiędzy drugim a trzecim rokiem życia [1]. Wtedy to dzieci chętnie naśladują dorosłych. Starają się powtarzać działania swoich rodziców i domowników [1]. Zaangażowanie to jest bardzo często wykorzystywane przez fizykoterapeutów w grach i zabawach terapeutycznych rozwijających umiejętności motoryczne, manualne i spostrzegania wzrokowego. Opanowanie prostych czynności związanych z porównywaniem, dobieraniem i rozróżnianiem obrazków, kształtów warunkuje przejście kolejnych etapów rozwoju umysłowego, który to postępuje według indywidualnego rytmu. Zaburzenia powstałe na tym bądź kolejnych etapach rozwoju mają swoje odbicie w umiejętnościach fizycznych i predyspozycjach umysłowych dziecka już na etapie wczesnoszkolnym. Poprawa tych umiejętności wymaga działań fizjoterapeutycznych ukierunkowanych na kontrolę mięśniową dziecka oraz koordynacje motoryczną w obrębie rozwoju najważniejszych mięśni [2]. Zastosowanie terapii percepcyjno-motorycznej zapewnia dzieciom doświadczenia integracyjnych form ruchu w zakresie motoryki małej i dużej oraz dyskryminacji wzrokowej [2]. Działania podejmowane przez terapeutów obejmują m.in. techniki stymulacji sensorycznej polepszające komunikację międzypółkulową w mózgu, pomagają w prawidłowej interpretacji

informacji docierających do układu nerwowego. Ćwiczenia polegające na zabawach w formie rysowania prostych, bądź pochyłych linii, podążania przedmiotami po tych liniach z zachowaniem obrysów, kształtów pozwalają zdiagnozować poziom sprawności manualnej kończyn górnych, palców, koordynację ruchową i percepcyjno-ruchową, koncentrację uwagi, radzenie sobie w sytuacji problemowej [3]. Ważne jest zatem chwytanie przedmiotów, posługiwanie się wybraną ręką i oburącz, kolorystyka, rozplanowanie przedmiotów oraz tempo wykonywania działań.

Wykorzystanie nowoczesnych systemów Technologii Wirtualnej Rzeczywistości takich jak kaski 3D, cieszących się dużym powodzeniem w wybranych procesach terapeutycznych [4] lub systemów typu Cave, pozwala bardzo dobrym stopniu odwzorować rzeczywistość. Wrażenie przestrzenne jest tak wysokie, że ciężko odróżnić rzeczywistość od wykreowanej przez komputer grafiki [5]. Stosowanie tego typu systemów pozwala zindywidualizować procesy diagnostyczne i terapeutyczne [6], tworzy system bardzo uniwersalny [7][8]. Terapia z wykorzystaniem Wirtualnych Technologii zwiększa w ogromnym stopniu motywację pacjentów, pozwala im zapomnieć o żmudnych wielokrotnie powtarzanych ćwiczeniach. Jest również rodzajem terapii sensorycznej dostarczając bodźców wzrokowych niezbędnych do prawidłowego funkcjonowania. Dostarcza dzieciom zabawy, a im większe jest zaangażowanie w nią dziecka tym przynosi ona większe rezultaty [9].

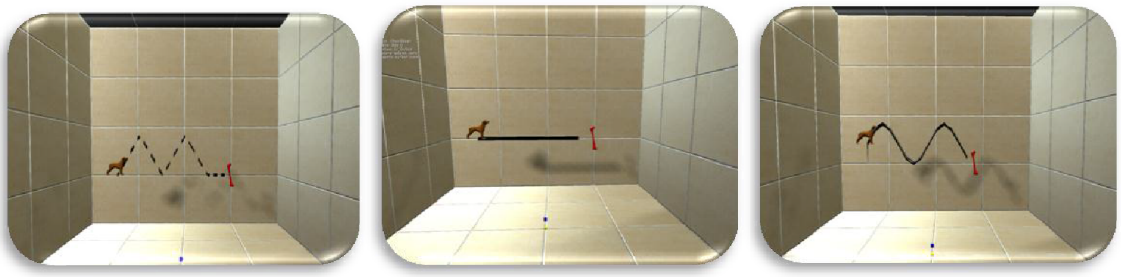
Celem terapii jest rozwój bardziej prawidłowych wzorców reakcji na specyficzne bodźce, poprawa umiejętności motorycznych, koordynacyjnych i sposobów sekwencjonowania dla osób, które słabo reagują na tradycyjne metody stosowane w sali lekcyjnej [2].

2. CEL BADAŃ

Celem badań jest określenie zdolności manipulacyjnych i koordynacji wzrokowo-przestrzennej dla dzieci z zaburzeniami neurologicznymi w systemie wykorzystującym Technologię Wirtualnej Rzeczywistości. Zakłada się przetestowanie trzech gier terapeutycznych prezentowanych dla dzieci w systemie Cave.

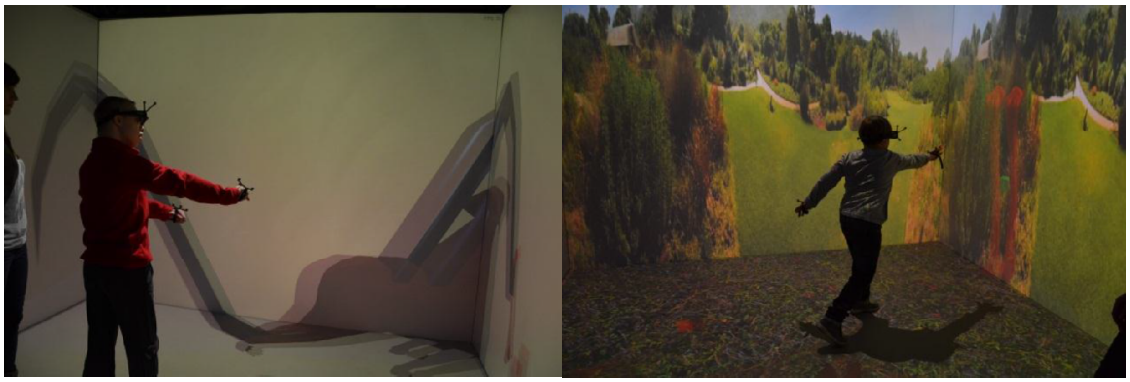
3. METODYKA BADAŃ

Przeprowadzono badania z wykorzystaniem systemu projekcji przestrzennej w formie wirtualnej Jaskini 3D (system Cave) z udziałem 6 niepełnosprawnych dzieci w wieku od 10 do 16 lat. Badania polegały na wprowadzeniu dzieci w środowisko aplikacji opracowanej w programie Quazar3D w systemie Wirtualnej Jaskini 3D. Po założeniu okularów z filtrem aktywnymi osoby mogły dostrzec wykreowane środowisko aplikacyjne jako pomieszczenie 3D do złudzenia przypominające rzeczywisty świat. Dzieci wzięły udział w zabawie polegającej na przesuwaniu przedmiotu w przestrzeni 3D po zadanej linii oraz w określonej scenerii. Linie zmieniały się od ciągłej poprzez przerywaną a następnie kropkowaną. Kształt linii zmieniał się od linii prostej poprzez zygzakowaną i ostatecznie sinusoidalną (rysunek 1) tworząc funkcje 1-4 o rosnącym poziomie trudności.



Rys. 1. Przykładowe kształty trajektorii dla przesuwanego przedmiotu

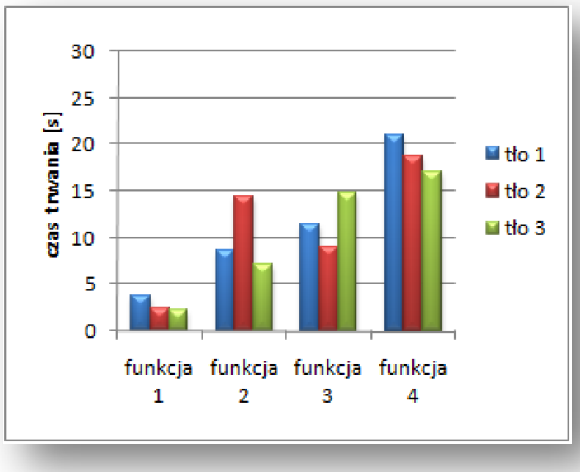
Amplitudy i długość ścieżek ustawiono proporcjonalnie do wysokości dzieci i na długość 3/4 szerokości pomieszczenia jaskini 3D. Tła aplikacji przyjmowały postać: jednorodną, z drobnymi szczegółami w tle oraz o dużej liczbie rozpraszających szczegółów. Podczas badań obserwowano zdolność koordynacji psycho-ruchowej dzieci oraz rejestrowano pozycje markerów znajdujących się w przestrzeni jaskini 3D z wykorzystaniem systemu optycznego śledzenia ruchu DTrack2. Markery zostały umieszczone na okularach oraz dłoniach badanych osób. Rejestrowano również informację o chwilach przesuwania przedmiotów oraz o stanie logicznym przycisków po wewnętrznej stronie dłoni. Przebieg badań ilustruje rysunek 2.



Rys. 3. Przebieg badań w systemie Cave

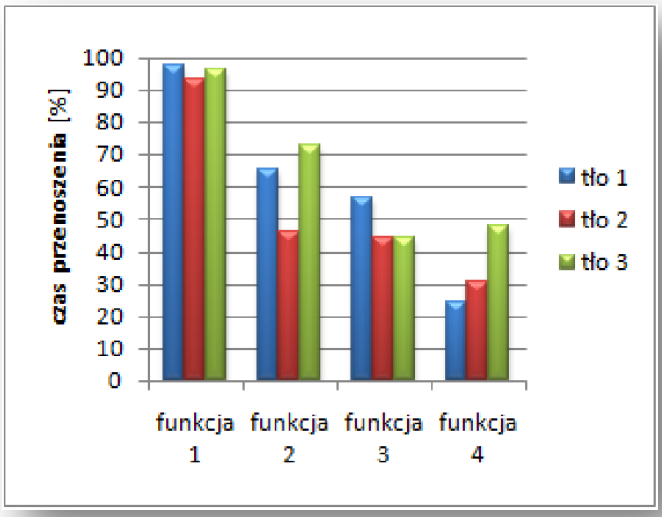
4. WYNIKI

Wynikiem przeprowadzonych badań są wielkości kinematyczne położenia dłoni i głowy zmierzone z wykorzystaniem systemu optycznego DTrack2 podczas wykonywania zadań dla każdej z osób. Z wykorzystaniem programu Matlab, dla każdej z osób, obliczono średnią odległość dłoni od prawidłowej wyrysowanej trajektorii ruchu, obliczono indywidualny czas wykonywania ćwiczeń oraz wykreślono trajektorię ruchu dłoni we wszystkich wariantach aplikacji, ze względu na duże zindywidualizowanie wyników przeprowadzono analizę jakościową. Rysunek 3 przedstawia wykres zależności czasu trwania ruchu od zastosowanej funkcji opisującej trajektorię przesuwanego przedmiotu dla wybranego pacjenta. Można zaobserwować, iż poziom trudności funkcji wpływa na zwiększenie czasu obliczeń, niezależnie od zastosowanego tła w aplikacji.



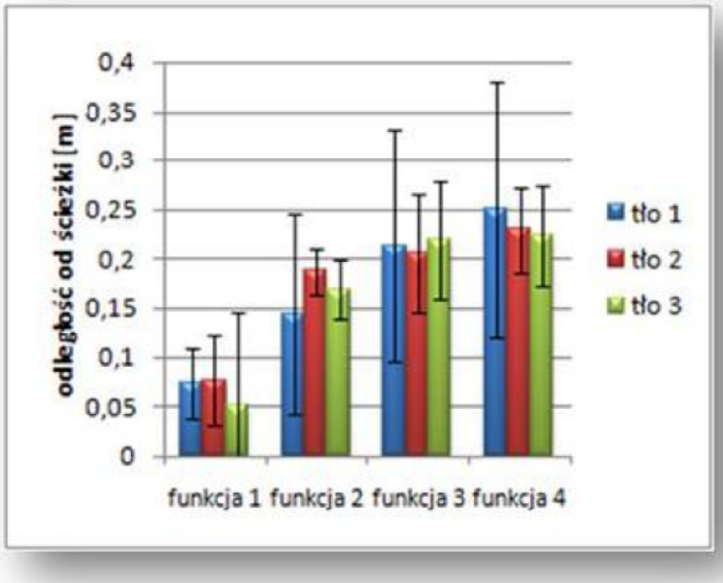
Rys. 3. Wykres zależności czasu trwania ruchu od zastosowanej funkcji opisującej trajektorię przesuwanego przedmiotu dla wybranego pacjenta

W celu określenia jak długo pacjent czynnie wykonywał ćwiczenie obliczono procentowy czas przenoszenia definiowany jako czas czynnego wykonywania ćwiczenia (przesuwania przedmiotu) w stosunku do czasu trwania całego ćwiczenia, w zależności od zastosowanej funkcji i tła aplikacji. Wykres obliczonych wartości dla wybranego pacjenta przedstawia rysunek 4.



Rys. 4. Wykres wartości procentowej czasu przenoszenia w zależności od zastosowanej funkcji i tła aplikacji.

Procentowy czas przenoszenia jest największy dla najprostszego kształtu funkcji natomiast, wzrost poziomu skomplikowania funkcji spowodował, iż przedmiot był dłużej poszukiwany w przestrzeni i częściej był gubiony. Dla wszystkich pacjentów wyznaczono średnia odległość dłoni od wzorcowej ścieżki ruchu, w zależności od zastosowanej funkcji i tła aplikacji. Wyniki przedstawia rysunek 5.



Rys. 5. Wykres uśrednionych wartości odległości dłoni od ścieżki ruchu dla badanych osób

Większy stopień skomplikowania funkcji określającej ścieżkę powodował większa trudność w utrzymaniu przedmiotu na ścieżce ruchu.

5. DYSKUSJA I WNIOSKI

Prezentowane wyniki są mocno zindywidualizowane i zależą od predyspozycji ruchowych badanych osób oraz od ich parametrów antropometrycznych. Proponowane mierzone wielkości mogą służyć do diagnostyki funkcji motorycznych dzieci oraz do monitorowania procesu leczenia oraz mogą posłużyć do doboru stopnia skomplikowania ćwiczenia do stanu zdrowia danego pacjenta. Wykresy średniej odległości od trajektorii ruchu oraz wykresy czasu potrzebnego na wykonanie ćwiczenia zależą od jego poziomu trudności. Trajektorie ruchu dłoni podczas wykonywania zadań są zindywidualizowane i zależą od stopnia niepełnosprawności badanych osób. Przeprowadzone badania wykazały znaczny wpływ skomplikowania wykonywanego ćwiczenia na sprawność z jaką dzieci wykonywały ruch – czym zadany do wykonania ruch był bardziej skomplikowany tym dzieci miały większe problemy z wykonaniem ćwiczenia. Zaobserwowano również, iż terapia z wykorzystaniem wirtualnej rzeczywistości wzmacnia motywacje do wykonywania żmudnych ćwiczeń poprawiających sprawność fizyczną i intelektualną.

LITERATURA

[1] Cieszyńska J., Korendo M.: Wczesna interwencja terapeutyczna. Stymulacja rozwoju dziecka Od noworotka do 6. roku życia, ISBN 978-83-89434-19-7, Wydawnictwo Edukacyjne Kraków, 2012
[2] Stock Kranowitz K.: Nie-zgrane dziecko. Zaburzenia przetwarzania sensorycznego - diagnoza i postępowanie, ISBN 978-83-7744-015-5, wydanictwo Harmonia Universalis, Gdańsk, 2012
[3] Franczyk A., Krajewska K.: Skarbiec nauczyciela-terapeuty. ISBN 83-7308-768-0, ISBN 978-83-7308-768-2, Wydawnictwo "Olimpus", Kraków, 2006

[4] Kessler N., Malavasi Ganança M., Freitas Ganança C., Freitas Ganança F., Chiogna Lopes S., Paula Serra A., Helena Caovilla H.: Balance Rehabilitation Unit (BRUTM) posturography in relapsing-remitting multiple sclerosis, Arq Neuropsiquiatr 2011;69(3):485-490
[5] Virtual and interactive environments for work of the future, John R. Wilson, Mirabelle D'Cruz, Int. J. Human-Computer Studies 64 (2006), 158–169
[6] Cikajlo I., Matjačić Z., Advantages of virtual reality technology in rehabilitation of people with neuromuscular disorders, Institute for rehabilitation, Republic of Slovenia
[7] Efficient comparison of platform alternatives in interactive virtual reality applicationsł Pablo Figueroa, Walter F. Bischof, Pierre Boulanger, H. James Hoover, Int. J. Human-Computer Studies 62 (2005), 73–103
[8] Virtual reality applications in manufacturing process simulation, T.S. Mujber∗, T. Szecsi, M.S.J. Hashmi, Journal of Materials Processing Technology 155–156 (2004) 1834–1838
[9] Przyrowski Z.: Integracja sensoryczna, wprowadzenie do teorii, diagnozy i terapii. ISBN 978-83-934784-0-8, EMPIS, Warszawa, 2013

DETERMINATION OF UPPER LIMB MANIPULATION FOR CHILDREN WITH THE USE OF VIRTUAL REALITY TECHNOLOGY

Abstract: The using of modern technology and Virtual Reality systems turns out to be successful in selected therapeutic processes The use of this type of system allows you to customize the diagnostic and therapeutic processes, creates a very versatile system. The main aim of this article as part of the study was to determine the ability of manipulation and coordination for children with neurological disorders in a system using Virtual Reality technology. The study showed a significant effect of complexity of exercises performed on the efficiency with which children perform movement. It was also observed that therapy using virtual reality reinforces the motivation to perform strenuous exercises and improvement of physical and intellectual skills.

Bożena Woryna, SKN Biokreatywni, Politechnika Śląska, Gliwice
Jacek Jurkojć, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice
Harald Skubacz Zespół Szkół Sportowych im. J. Kusocińskiego w Zabrzu

BIOMECHANIKA PŁYWANIA - ASPEKTY TEORETYCZNE I BADANIA DOŚWIADCZALNE ZAWODNIKÓW

Streszczenie: W pracy przeprowadzono badania związane z pomiarami biomechanicznymi pływaków. Opracowano metodykę prowadzenia pomiarów oraz przeprowadzono wstępne badania, w ramach których dokonano pomiaru czasów przepłynięcia dystansu 100m stylem klasycznym wraz z międzyczasami oraz pomiarów momentów sił mięśniowych w warunkach izokinetycznych na stanowisku Biodex. Wyniki porównano i określono zależności pomiędzy wynikami osiągniętymi na basenie i podczas pomiarów w laboratorium.

Słowa kluczowe: biomechanika, sport, pływanie, styl klasyczny

1. WSTĘP

Coraz bardziej rozpowszechnione badania biomechaniczne w sporcie znajdują wykorzystanie między innymi w określaniu skuteczności treningu sportowego. Wielu trenerów bardzo chętnie wykonuje tego rodzaju badania aby móc porównywać efekty uzyskane na przestrzeni czasu, a co ważne pozwala im to również dobrać odpowiednie obciążenia i metody treningowe aby uniknąć kontuzji zawodników [4,5]. Nie mniej ważna jest możliwość oceny zdolności siłowych i zmęczeniowych, która umożliwia określenie predyspozycji do uprawiania wybranego sportu zawodników już od najmłodszych lat [1,2,3].
Niniejsza praca ma na celu analizę biomechaniczną młodych sportowców trenujących pływanie.

1. METODYKA BADAŃ

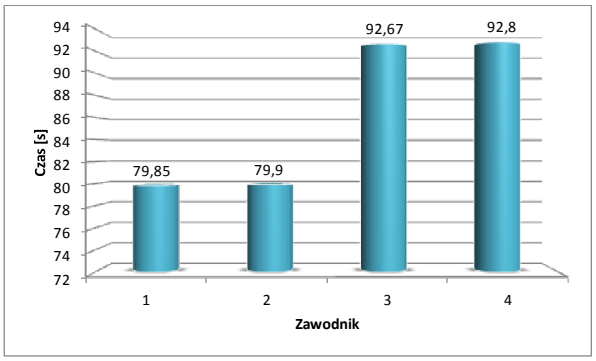
Grupę badawczą stanowili 12-13-latkowie intensywnie trenujący pływanie (Tabela 1). Pierwszy etap badań dotyczył wykonania pomiarów na pływalni Olimpijczyk w Gliwicach dysponującym torem długości 50 m. Badane osoby miały za zadanie przepłynąć dystans 100m stylem klasycznym. Dokonano pomiaru całkowitego czasu przepłynięcia tego dystansu oraz międzyczasów co 25m Zmierzono również czas i odległość od startu do wypłynięcia nad wodę oraz od nawrotu do wypłynięcia nad wodę.
W kolejnym etapie badań wykonano pomiary momentów sił mięśniowych w stawie kolanowym przy ruchu prostowania i zginania w warunkach izokinetycznych przy prędkościach: 60°/s, 180°/s i 300°/s. Pomiary momentów sił mięśniowych wykonano na stanowisku pomiarowym Biodex System 4 Pro.

Tabela 2. Dane antropometryczne analizowanych zawodników.

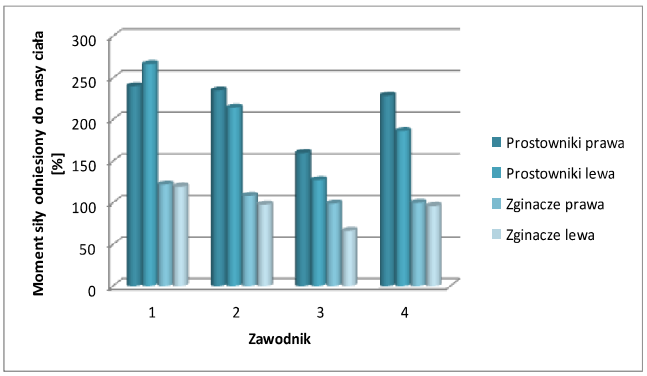
Nr	Płeć	Wiek	Wzrost	Waga	Staż treningu
1	M	13 lat	173 cm	60 kg	3 lata
2	M	13 lat	182 cm	70 kg	3 lata
3	K	12 lat	165 cm	44,5 kg	3 lata
4	K	12 lat	159 cm	43 kg	4 lata

2. WYNIKI BADAŃ

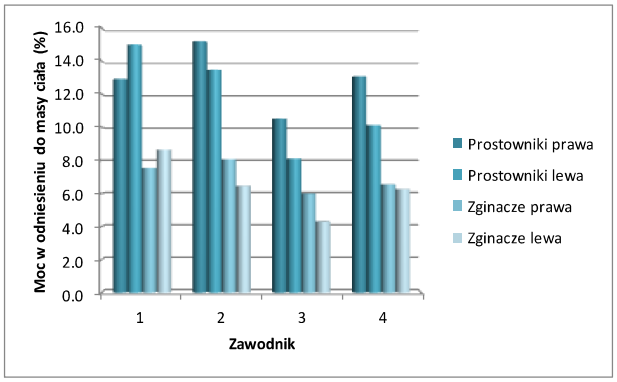
W ramach niniejszej pracy skupiono się na wyszukaniu zależności pomiędzy całkowitym czasem przepłynięcia dystansu 100m jaki osiągnęli zawodnicy oraz wynikami badań siłowych przeprowadzonych na stanowisku pomiarowym Biodex. Rysunek 1 przedstawia najlepsze czasy jakie uzyskali poszczególni zawodnicy. Widoczne są dość znaczne różnice pomiędzy wynikami otrzymanymi przez chłopców i dziewczęta. Rysunek 2 pokazuje maksymalne momenty sił mięśniowych otrzymane podczas badania izokinetycznego przy prędkości 60°/s odniesione do masy ciała poszczególnych zawodników. Następnie wyznaczono moc jako stosunek wykonanej pracy do czasu (Rys. 3) (gdzie praca wyznaczona została jako iloczyn momentu siły i drogi kątowej), oraz porównano siłę mięśni prawej kończyny z lewą (Rys. 5) oraz mięśni antagonistów (Rys. 6). Obliczono również zmęczenie mięśni (Rys. 4) podczas 30 powtórzeń przy prędkości 300°/s (obliczając zmęczenie porównano wykonaną pracę w ostatnich 10 powtórzeniach do pracy w pierwszych 10 powtórzeniach).



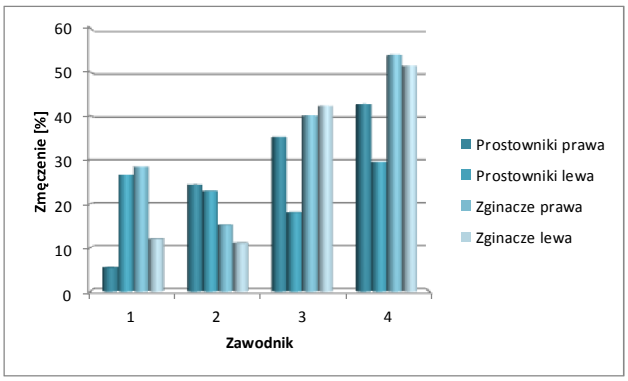
Rys. 1. Czasy przepłynięcia dystansu 100m



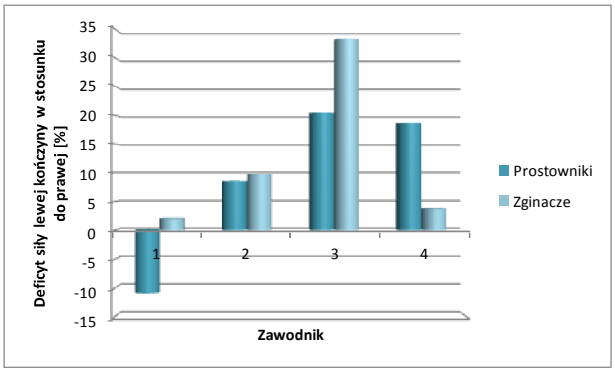
Rys. 2. Maksymalny moment sił mięśniowych podczas pomiarów izokinetycznych w odniesieniu do masy ciała, uzyskany przy prędkości 60°/s



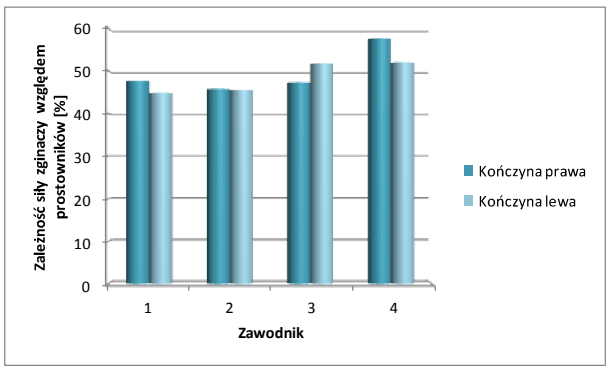
Rys. 3. Moc uzyskana przez poszczególnych zawodników przy prędkości 60°/s odniesiona do masy ciała



Rys. 4. Zmęczenie mięśni podczas pomiarów izokinetycznych przy prędkości 300°/s dla 30 powtórzeń



Rys. 4. Deficyt momentów siły w kończynie lewej w odniesieniu do kończyny prawej (wartość ujemna oznacza, że silniejszą lewą kończynę)



Rys. 5. Zależność momentów siły generowanej przez zginacze w stosunku do momentów siły generowanej przez prostowniki stawu kolanowego

3. ANALIZA WYNIKÓW BADAŃ

Przeprowadzone badania umożliwiły określenie zależności pomiędzy wielkościami analizowanymi podczas treningu i wielkościami siłowo-szybkościowymi zmierzonymi w laboratorium. Analizując wybrane wyniki można stwierdzić, że:

- Zarówno dziewczynki jak i chłopcy uzyskali podobne czasy przepłynięcia zadanego dystansu w swojej grupie.
- Chłopiec 1 uzyskał nieznacznie lepsze wyniki maksymalnego momentu siły mięśni prostowników stawu kolanowego niż chłopiec 2, jednak w przypadku mocy przeciwnie, to chłopiec 1 uzyskał większą moc.
- W przypadku dziewczynek 4 maksymalne momenty sił mięśniowych były na poziomie wartości uzyskanych przez chłopców, jednak moc oraz zmęczenie były już mniejsze.
- Zawodnik który uzyskał najlepszy czas na basenie charakteryzuje się największym maksymalnym momentem siły mięśniowej odniesionym do masy ciała.
- Zawodnik 2 osiągnął największą wartość mocy odniesionej do masy ciała przy prędkości 60°/s, oraz przy dłuższej pracy (300°/s, 30 powtórzeń) jego mięśnie uległy mniejszemu zmęczeniu niż u zawodnika 1. Może to mieć wpływ na uzyskiwane wyniki.
- U dwóch badanych zawodniczek zauważa się przekroczenie wskaźnika symetrii siły mięśniowej, który nie powinien przekraczać 10%. Może to być przyczyną nie tylko gorszych osiągnięć sportowych, ale również większej podatności na kontuzje w obrębie stawu kolanowego.
- W przypadku dziewczynek zawodniczka, która uzyskała mniejsze zmęczenie miała lepszy czas przepłynięcia dystansu na basenie.
- Wszyscy zawodnicy uzyskali zbyt niski stosunek mięśni zginaczy do mięśni prostowników [6]. Oznacza to, że mięśnie zginacze są zbyt słabe, co może skutkować nieprawidłową stabilizacją stawu kolanowego i zwiększać prawdopodobieństwo wystąpienia kontuzji.

Po przeanalizowaniu wyników maksymalnych momentów sił mięśniowych można stwierdzić, że zawodnik 2 charakteryzuje się słabszymi mięśniami (w odniesieniu do masy ciała) niż zawodnik 1, jednak uzyskuje lepsze wyniki wytrzymałościowe. Może to świadczyć, że w chwili badań miał on większy potencjał niż zawodnik 1. Wśród dziewczynek zawodniczka 4 uzyskała lepsze wyniki niż zawodniczka 3, za wyjątkiem pomiaru zmęczenia. Pomimo różnic w pomiarach siłowych chłopcy i dziewczynki uzyskali

odpowiednio zbliżone rezultaty. Może to wynikać z różnic w technice pływania oraz z wydolności organizmu. Badania będą kontynuowane w celu opracowania metodyki wykorzystania pomiarów biomechanicznych w treningu pływaków.

LITERATURA

[1] T. Bober, A. Rutkowska-Kucharska i B. Pietraszewski, „Ćwiczenia plyometryczne-charakterystyka biomechaniczna, wskaźniki, zastosowania," Sport wyczynowy, pp. 511-513, 2007
[2] F. Erčulj, „Correlation between height and duration of take-off in various jumps of young basketball players," Acta Universitatis Carolinae Kinanthropologica, pp. 27-37, 2004
[3] C. Raschner, C. Patterson i R. Puhringer, „Testy specjalne w narciarstwie alpejskim," Sport wyczynowy , pp. 21-29, 2004
[4] G. Cometti i N. Maffiuletti, „Isokinetic Strength and Anaerobic Power of Elite, Subelite and Amateur French Soccer Players," Training and Testing, pp. 45-51
[5] J. Jurkojć, R. Michnik, H. Skubacz i E. Ziółkowska, „Pomiary momentów sił mięśniowych w warunkach izokinetycznych u gimnastyków sportowych," Modelowanie inżynierskie, pp. 156-160, 2012
[6] http://www.biodex.com/sites/default/files/manual-clinical-resources-normative-metrics.pdf

BIOMECHANICS SWIMMING-ASPECTS OF THEORETICAL AND EXPERIMENTAL OF PLAYERS

Abstract: In these thesis did a review based on different literature sources about biomechanical research among sportsmen. After that an author did a measurement of muscle torques on a Biodex chair. The author summarized the results which the swimmers got on a 100 meters distance with the results that they got by using biomechanical devices. The comparison showed that the swimmers which got the better results have less muscle fatigue and achieve greater muscle torques for the bending and straightening of the knee.

Eliza WRÓBEL, Katedra Inżynierii Biomedycznej, Mechatroniki i Teorii Mechanizmów, Politechnika Wrocławska
Eugeniusz SAJEWICZ, Katedra Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Politechnika Białostocka

PROJEKT APARATU DO KOREKCJI PRZODOZGRYZU

Streszczenie: Celem niniejszego artykułu jest przedstawienie nowego typu aparatu do korekcji przodozgryzu. Urządzenie jest oparte na budowie klasycznej procy bródkowej. Tekst zawiera opis budowy, zasadę działania, jak i analizę zaprojektowanego urządzenia. Aby podkreślić innowacyjność urządzenia, zaprezentowano istniejące już metody korekcji prognatyzmu oraz założenia, którymi się kierowano podczas projektowania.

Słowa kluczowe: przodozgryz, korekcja, aparat

1.WSTĘP

Przodozgryz to w dzisiejszych czasach często występujący, dziedziczny problem. Większość z ludzi dotkniętych przodożuchwiem decyduje się na leczenie, które w dzisiejszych czasach jest ogólnodostępne. Chociaż rynek oferuje kilka sposobów korekcji przodozgryzu, to nie zawsze efekty lecenia za pomocą istniejących rozwiązań są satysfakcjonujące. Realizowany projekt przedstawia nową propozycję aparatu, posiadającą w opinii autorki korzystną alternatywę dla produktów występujących już na rynku. Aparat jest oparty na budowie klasycznej procy bródkowej.

2.PROBLEM PRZODOZGRYZU I DOSTĘPNE METODY KOREKCJI

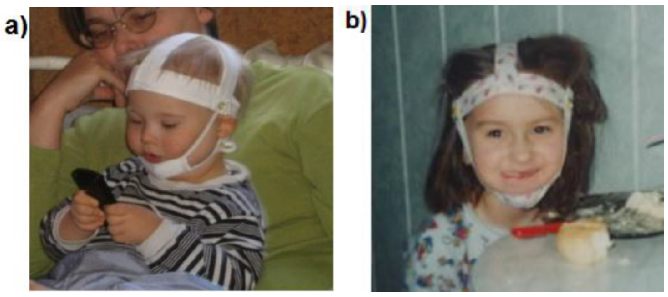
Przodozgryz (przodożuchwie/prognatyzm) to wysunięcie żuchwy spowodowane jej przerostem bądź niedorozwojem kości szczękowych. Jest to zjawisko występowania zgryzu do przedniego: podczas zwarcia szczęk, zęby łuku zębowego dolnego znajdują się przed zębami łuku zębowego górnego. Skutkiem może być wysunięcie brody oraz wygładzenie bruzdy wargowo-bródkowej.

2.1. Współczesne metody korekcji

Proca bródkowa (funda)

To najprostsza i najtańsza forma „aparatu” do korekcji przodozgryzu. Proca bródkowa składa się z dwóch części: górnej - opaski obejmującej głowę, stabilizowanej dwoma paskami poprowadzonymi krzyżowo oraz dolnej – nakładki na brodę oraz cięgien. Istnieją dwa rodzaje procy. W klasycznej (rys.1a), część bródkowa wykonana jest ze sprężystych cięgien zakończonych pętelkami, zaczepianych za guziki przyszyte na pasku obwodowym. Wersja zmodyfikowana (rys. 1b) posiada cięgna zaopatrzone w 2-3 otwory rozmieszczone

w odstępach co 0,5cm, które stwarzają możliwość przepinania pasków. Niekiedy funda używana jest jako stabilizacja po zabiegach chirurgicznych szczęki czy żuchwy.



Rys. 1. Proca bródkowa: a) wersja pierwotna [1], b) wersja regulowana

Maska twarzowa Delaire'a

Jest to aparat, który współdziała razem z aparatem ortodontycznym stałym lub ruchomym. Zbudowany jest z dwóch podpórek (bródkowa i czołowa) połączonych metalową ramą. Aparat Delaire'a działa jak dźwignia – wyciąga szczękę do przodu zapierając się o brodę i czoło, pobudzając w ten sposób wzrost doprzedni szczęki.

„Maskowanie wady"

Metoda polegająca na korekcji przodozgryzu poprzez usunięcie dolnych przedtrzonowców żuchwy. W ten sposób tworzy się przestrzeń między zębami, którą należy zniwelować za pomocą aparatu ortodontycznego. Ściskając zęby, zmniejszamy łuk zębowy, w wyniku czego żuchwa się chowa, a zgryz wraca do normy.

Poszerzacz podniebienia (Hyrax)

Jest to aparat stały używany w celu poszerzenia łuku zębowego. Hyrax składa się z metalowych przęseł, śruby oraz pierścieni. Mocowany jest na kilku zębach za pomocą cementu ortodontycznego. Efektem ubocznym działania Hyrax'a jest to, iż podczas poszerzania podniebienia mogą pojawić się szpary między zębami przednimi. Po zdjęciu aparatu szpara zanika, bądź jest korygowana w wyniku dalszego leczenia.

Korekcja chirurgiczno – ortodontyczna

Metoda ta wymaga przygotowania ortodontycznego za pomocą aparatu. Korekcji dokonujemy poprzez zabieg osteotomii, czyli wycięcia kawałka tkanki kostnej i dosunięcie obu powstałych w wyniku zabiegu części. Całość mocujemy tytanowymi płytkami. Zabieg przechodzą zazwyczaj dorośli, u których proces wzrostu kostnego został zakończony.

3. PROPOZYCJA WŁASNEGO ROZWIĄZANIA KONSTRUKCYJNEGO

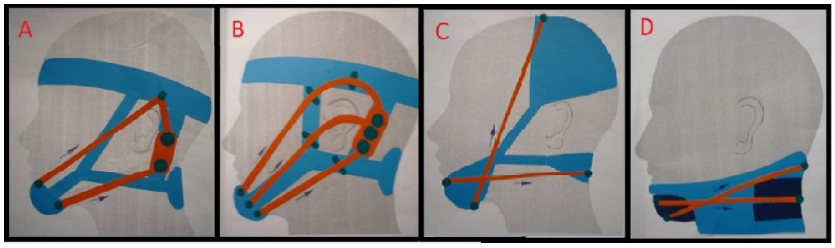
Po obszernej analizie metod leczenia przodozgryzu oraz rozeznaniu się w ich wadach i zaletach, wykreowano podstawowe założenia przyjęte do realizacji projektu:

- Możliwość zdejmowania – brak trwałej ingerencji w wygląd.
- Precyzyjna regulacja – klasyczna proca bródkowa, nie posiada regulacji, a jeżeli już ją ma, to jest ona „na oko" (guzik/otwór).
- Zwiększona samokontrola leczenia – aparat powinien być tak skonstruowany, aby w celu jego regulacji nie była konieczna wizyta u specjalisty.

- Brak ingerencji w ciało – aparat nie ingeruje w budowę i rozmieszczenie tkanek.
- Ograniczenie wizyt lekarskich – oszczędzenie czasu, zmniejszenie kosztów leczenia.
- Łatwość zakładania, wygoda.
- Uniwersalność względem kształtu/ rozmiaru głowy.
- Masa aparatu nie powinna wpływać na dyskomfort noszenia, aparat powinien być umiarkowanie lekki.
- Możliwy całkowity demontaż.

3.1. Wstępne koncepcje

Jak w przypadku każdego projektu musiały pojawić się koncepcje wstępne, które posłużyły do wykreowania ostatecznego rozwiązania (rys. 2). Na ich podstawie można zanalizować rozwój projektu oraz jakim tokiem rozumowania projektant podążał.



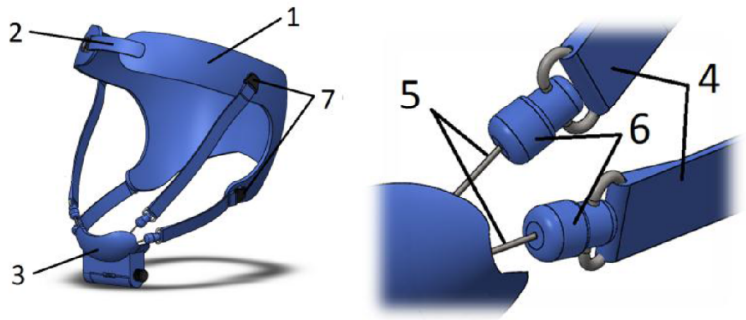
Rys. 2. Wizualizacje wstępnych koncepcji aparatu

3.2. Projekt docelowy

Przyjęte do realizacji rozwiązanie przeznaczone jest dla dzieci, toteż podczas projektowania należało zwrócić uwagę na obwód głowy dziecka. Bryłowy model głowy (rys. 3) został pobrany ze strony internetowej www.grabcad.com [2]. Z racji tego, iż jest to model głowy osoby dorosłej, został odpowiednio wyskalowany do rozmiarów dziecięcych.

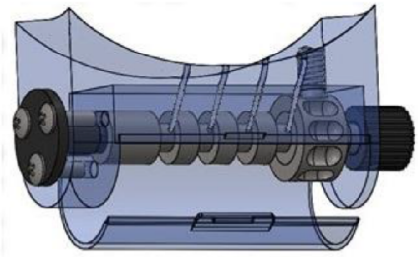
Rys. 3. Model aparatu do korekcji przodozgryzu utworzony w programie SolidWorks [2]

Aparat (rys. 4) składa się z ażurowej skorupy (1), stanowiącej podstawę, jak i płaszczyznę podparcia całej konstrukcji. Skorupa obejmuje głowę na niepełnym obwodzie – w części czołowej jest przerwana. Ma to na celu łatwiejsze zakładanie, poprzez delikatne jej rozchylenie. Aby zapobiec przemieszczeniom skorupy względem głowy oraz poprawić stabilizację, w miejscu przerwania przymocowana jest taśma typu Velcro (popularnie rzep) (2), umożliwiająca ścisłe zapięcie podstawy aparatu na głowie. Kolejnym kluczowym elementem konstrukcji aparatu jest nakładka na brodę (3). Do niej przymocowany jest mechanizm regulacji, zamknięty w niewielkiej otwieranej obudowie. Skorupa i nakładka są łączone paskami (4) i linkami (5), połączonymi z kolei za pomocą połączenia śrubowego z użyciem rozciętego stożka (6). Paski są zaczepiane o skorupę za pomocą haczyków (7).



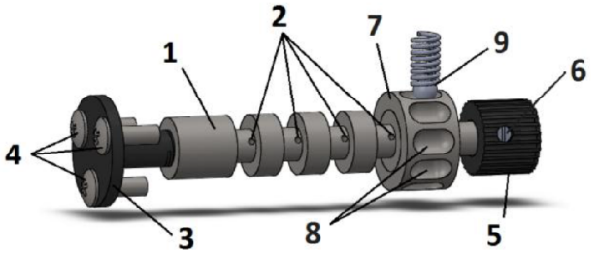
Rys. 4. Budowa zaprojektowanego aparatu

Sercem całej konstrukcji jest wspomniany wcześniej mechanizm, którym reguluje się działanie całego aparatu (rys. 5):



Rys. 5. Mechanizm napinający umożliwiający regulację przykładanej siły

Kluczowym elementem zespołu jest wyprofilowany wałek (1). Posiada on cztery otwory przelotowe (2), przez które przewleczone są linki sterujące. Wałek osadzony jest na śrubie M6 (3), którą w obudowie mocują trzy śruby M3 (4). Drugi koniec wałka zakończony jest pokrętłem (5), które stanowi pierwszy ogranicznik ruchu wałka w jego osi. Pokrętło przymocowane jest do wałka za pomocą śruby M2,5 (6). Drugim ogranicznikiem jest umieszczona na wałku tarcza (7). Na tarczy znajduje się dziesięć kulistych podebrań (8), wykonanych pod zatrzask kulowy (9). Wszystkie elementy oznaczono na rysunku:



Rys. 6. Poszczególne części mechanizmu

Istotą prawidłowego funkcjonowania aparatu jest wywieranie niewielkiej siły na brodę w celu przyhamowania wzrostu żuchwy, tak aby nie ingerować jednocześnie w poprawną pracę stawu skroniowo-żuchwowego. Innowacyjność omawianego aparatu polega na zastosowaniu regulacji, umożliwiającej ustalanie wartości przykładanej na brodę siły. Do zmiany jej wartości służy pokrętło umieszczone w obudowie. Obrót pokrętła powoduje nawijanie się sztywnych linek na wałek, który jest pozycjonowany za pomocą zatrzasku kulowego.

4. BIOMECHANIKA

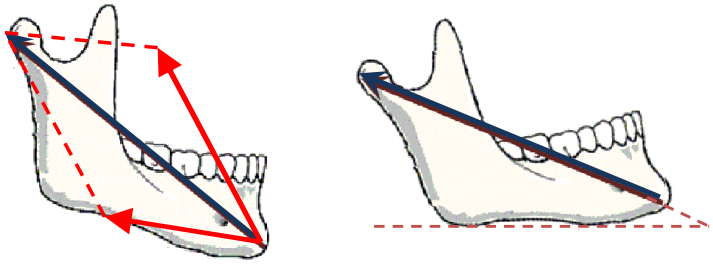
Stawy skroniowo – żuchwowe znajdujące się po obu stronach czaszki, połączone są czynnościowo, co jest rzadkim zjawiskiem w ciele człowieka. Ani rodzaj ruchów, ich kierunek czy siła nie wpływają na ich równoczesną pracę – zarówno prawy jak i lewy ssż funkcjonują razem [3]. Owe sprzężenie funkcjonalne zawdzięczamy żuchwie, która jest pewnego rodzaju „dźwignią" uruchamiającą pracę obydwu stawów równocześnie.

Ssż posiada trzy stopnie swobody, a więc ruchy wykonywane są w trzech płaszczyznach. Pierwszym rodzajem ruchów jest wysuwanie (protruzja) i cofanie żuchwy, nazywane inaczej ruchami translacyjnymi. Są to ruchy ślizgowe. Podczaj wysuwania żuchwy głowa wyrostka kłykciowego oraz krążek stawowy poruszają się do przodu, ześlizgując się z dołka stawowego kości skroniowej ku dołowi, zatrzymując się na szczycie guzka stawowego. Najczęściej wykorzystywane ruchy (np. podczas mowy) to ruchy otwierania i zamykania ust, a więc odwodzenia i przywodzenia żuchwy. Ruchy te stanowią połączenie ruchu ślizgowego (opisanego wyżej) z ruchem rotacyjnym. Krążek z głową żuchwy nie tylko zsuwa się na szczyt guzka stawowego, ale również delikatnie się obraca. Innym rodzajem ruchów są ruchy boczne, inaczej ruchy żucia. W tym wypadku żuchwa rotuje względem osi pionowej jednego ze stawów. Rotacja występuje w stawie, w kierunku którego wykonywany jest ruch boczny.

Funkcjonowanie stawów skroniowych w codziennym życiu to kompilacja wszystkich wymienionych wyżej ruchów napędzanych przez odpowiednie grupy mięśni układu stomatognatycznego.

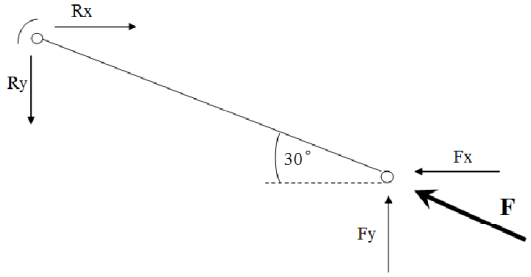
Istotnym jest, aby pacjent podczas leczenia był świadomy tego, iż konstrukcja jest bezpieczna, a rozwijane w aparacie siły nie powodują żadnych uszkodzeń w obrębie twarzoczaszki (szczególnie w stawie skroniowo – żuchwowym). Aby upewnić się, że maksymalne siły nie obciążają połączenia żuchwa-kość skroniowa, przeprowadzono analizę biomechaniczną, dzięki której można było dobrać długości i szerokości cięgien, oszacować ich wydłużenie, a co za tym idzie siłę nacisku na brodę.

Sporządzono uproszczony model układu z uwzględnieniem kierunku sił w odniesieniu do budowy żuchwy (rys.7). Autor zaznacza, iż prezentowane wektory przedstawiają graficzny rozkład sił zgodny z kierunkiem przebiegu cięgien (pod względem wartości – wektory siły powinny być równej długości). Obie składowe sprowadzono do jednego punktu i wyznaczono siłę wypadkową.



Rys.7. Odniesienie siły wypadkowej

Na podstawie zebranych danych zbudowano następujący układ oraz ułożono równania równowagi:



$$\sum R_x = R_x - F_x \cdot \cos\alpha = 0 \quad (1)$$
$$\sum R_y = -R_y + F_y \cdot \sin\alpha = 0 \quad (2)$$
$$\sum M_{io} = 0 \quad (3)$$

Wartości składowych siły znajdującej ujście w stawie skroniowo-żuchwowym nie mogą być znaczące, toteż do obliczeń przyjęto siłę o wartości optymalnej, mianowicie 5N.

Dane: $F_{max} = 5N$
$\sin 30^\circ = \frac{1}{2}$
$\cos 30^\circ = \frac{\sqrt{3}}{2}$

$$F_y = 2{,}5\ N \quad (4)$$
$$F_x = a\sqrt{3} = 2{,}5\sqrt{3} = 4{,}33N \quad (5)$$
$$\text{z 1) } R_x = F_x \cdot \cos\alpha = 4{,}33\ N \cdot \frac{\sqrt{3}}{2} = 3{,}75\ N \quad (6)$$
$$\text{z 2) } R_y = F_y \cdot \sin\alpha = 2{,}5\ N \cdot \frac{1}{2} = 1{,}25N \quad (7)$$

Biorąc pod uwagę, iż staw ten jest sprzężony, należy uwzględnić, ze podane obliczenia analizują sytuację jednostronnie. Aby taki rozkład sił miał miejsce w obydwu stawach, nacisk na brodę musiałby być równy 10 N.

5.OBLICZENIA

Średnica wałka w miejscu nawijania linek:

$$D_w = 5{,}4\ mm \text{ , a więc } R_w = 2{,}7\ mm \quad (8)$$

Średnica nawijania się linki na wałek (d_l- średnica linki):

$$D_l = D_w + d_l = 5{,}4\ mm + 1\ mm = 6{,}4\ mm, \text{ a więc } R_l = 3{,}7\ mm \quad (9)$$

Obwód okręgu, po jakim nawija się linka:

$$O_l = 2\pi R_l = 2 \cdot 3{,}14 \cdot 3{,}7\ mm = 23{,}236\ mm \approx 23{,}24\ mm \quad (10)$$

Długość linki, jaka się nawinie na wałek przy przekręceniu o 1 położenie regulacji:

$$Ł_l = \frac{O_l}{10} = \frac{23{,}24\ mm}{10} = 2{,}32\ mm \quad (11)$$

Założono, że aby aparat działał prawidłowo, leczenie należy prowadzić do momentu uzyskania siły działającej na staw o wartości maksymalnej 10N. Siłę tę należy rozłożyć na dwa paski: górny i dolny. Przyjęto równomierny rozkład sił, a więc na każdy pasek przypada siła maksymalna równa 5N. W związku z tym różnice w długości pasków musiały zostać zróżnicowane różnymi przekrojami. Na podstawie zebranych danych oraz wzoru [4]:

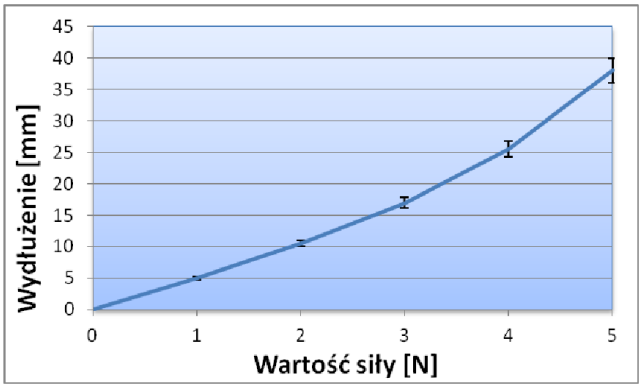
$$\Delta l = \frac{F \cdot l_o}{E \cdot S} \tag{12}$$

$F - przyłożona\ siła\ [N]$
$l_o -\ długośc\ początkowa\ paska\ [m]$
$E - moduł\ Younga\ [Pa]$
$S - pole\ przekroju\ [m^2]$

zostały obliczone wartości wydłużeń sprężystych cięgien przy konkretnej wartości siły (Tab.1.), zależność wydłużenia od wartości siły prezentuje wykres na rys.8.

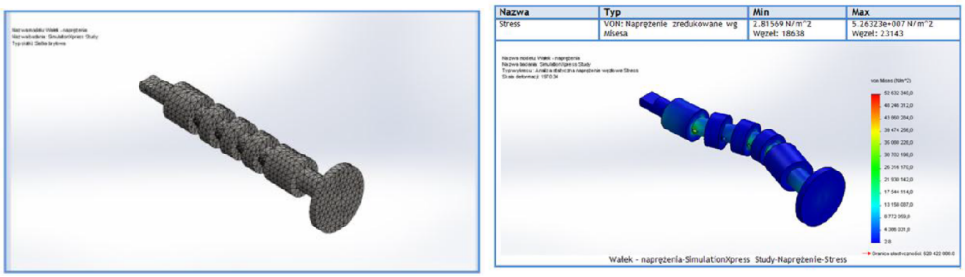
Tab. 1. Tabela przedstawiająca wartości wydłużeń cięgien przy konkretnej wartości siły

	Pasek górny	Pasek dolny
$F = 1N$	$\Delta l = \frac{1 \cdot 0{,}16}{10^6 \cdot 3 \cdot 10^{-5}} = 0{,}0053\ m \approx 5mm$	$\Delta l = \frac{1 \cdot 0{,}1}{10^6 \cdot 2 \cdot 10^{-5}} = 0{,}005\ m \approx 5mm$
$F = 2N$	$\Delta l = \frac{1 \cdot 0{,}165}{10^6 \cdot 3 \cdot 10^{-5}} = 0{,}011\ m \approx 11mm$	$\Delta l = \frac{2 \cdot 0{,}105}{10^6 \cdot 2 \cdot 10^{-5}} = 0{,}0105\ m \approx 10mm$
$F = 3N$	$\Delta l = \frac{1 \cdot 0{,}171}{10^6 \cdot 3 \cdot 10^{-5}} = 0{,}017\ m \approx 17mm$	$\Delta l = \frac{3 \cdot 0{,}115}{10^6 \cdot 2 \cdot 10^{-5}} = 0{,}017\ m \approx 17mm$
$F = 4N$	$\Delta l = \frac{1 \cdot 0{,}188}{10^6 \cdot 3 \cdot 10^{-5}} = 0{,}026\ m \approx 26mm$	$\Delta l = \frac{4 \cdot 0{,}132}{10^6 \cdot 2 \cdot 10^{-5}} = 0{,}026\ m \approx 26mm$
$F = 5N$	$\Delta l = \frac{1 \cdot 0{,}213}{10^6 \cdot 3 \cdot 10^{-5}} = 0{,}037\ m \approx 37mm$	$\Delta l = \frac{5 \cdot 0{,}158}{10^6 \cdot 2 \cdot 10^{-5}} = 0{,}039\ m \approx 39mm$



Rys. 8. Wykres zależności wydłużenia pasków od działającej na nie siły z zaznaczeniem granicy błędów o wartości 5%

Wałek, jako najbardziej wytężony element aparatu został poddany analizie metodą elementów skończonych (rys.9). Pod uwagę wzięto naprężenia występujące w wałku podczas zginania, przy czym oba jego końce potraktowano jako dwie podpory nieprzesuwne. Zastosowano wysokiej jakości siatkę elementów skończonych trójkątnych o liczbie węzłów: 15799. Wartość ustalonej maksymalnej siły działającej na wałek to 20N. Wyniki analizy potwierdziły stwierdzić, że występujące naprężenia są niewielkie, odkształcenia nieistotne, a współczynnik bezpieczeństwa nie został przekroczony.



Rys. 9. Fragment analizy wałka metodą MES

6. PODSUMOWANIE

Zaprezentowany projekt aparatu do korekcji przodozgryzu to nowa możliwość leczenia tego schorzenia. Precyzyjny mechanizm, estetyczny wygląd oraz dobra funkcjonalność sprawiają, że aparat może stać się przyjazny młodemu użytkownikowi. Analiza całej konstrukcji pozwala stwierdzić, iż jest to aparat bezpieczny oraz prosty w obsłudze, co pozwoli na płynną regulację sił działania, dopasowanych indywidualnie do pacjenta.

LITERATURA

[1] http://www.zakatekmaksa.pl/materialy-do-pobrania/ [dostęp 12.01.2014r.]
[2] http://grabcad.com/library/scaled-head [dostęp 18.01.2014r.]
[3] Gorzałek J., Biomechanika stawu skroniowo-żuchwowego (ssż) w aspekcie terapii manualnej, Was-Med. Klinika Terapii Manualnej, Rehabilitacji i Krioterapii, Bielsko-Biała
[4] Mazanek E.: Przykłady Obliczeń z Podstaw Konstrukcji Maszyn. WNT, Warszawa 2004, ISBN: 978-83-204-3614-3

ANTEROCLUSION CORRECTION APPARATUS

Abstract: The purpose of this article is to present a new type of the anteroclusion correction apparatus. This apparatusis is based on a classical chin cap. Text contains description of structure, principle of operation and analysis of this project. The article presents existing apparatus and assumption correction methods, which were helpful during projecting process. In addition it shows the project's innovation.

Justyna ZIELONKA, Magdalena ZIELONKA, **Sylwia ŁAGAN**, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków,
Marek KLUSZCZYŃSKI, Ośrodek Rehabilitacji Leczniczej „Troniny", Częstochowa

WYCIĄG GRAWITACYJNY JAKO METODA LECZENIA SKOLIOZ - BADANIA PILOTAŻOWE

Streszczenie: W prezentowanej pracy dokonano ocenę wyciągu grawitacyjnego pod kątem jego użyteczności w rehabilitacji skolioz u dzieci i młodzieży oraz wykonano pionierskie badania sił pochodzących od pelot działających na klatkę piersiową pacjenta. Dodatkowym celem pracy była ocena wydłużenia kręgosłupa podczas przebywania pacjenta na wyciągu.

Słowa kluczowe: skolioza, wyciąg grawitacyjny, rehabilitacja

1. WSTĘP

Skolioza jest chorobą, która często występuje w społeczeństwie. Jest to wielopłaszczyznowe zniekształcenie, na które składa się wyboczenie w płaszczyźnie czołowej połączone z rotacją i torsją kręgów w płaszczyźnie horyzontalnej, a także zniekształceniem osi kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej [1]. Według różnych statystyk ilość osób cierpiących na to schorzenie waha się w granicach 1,2-6,4 % ogółu ludności. W większości przypadków są to skoliozy idiopatyczne, czyli o nieznanym patomechanizmie powstawania. Istnieje wiele sposobów leczenia bocznych skrzywień kręgosłupa, takich jak kinezyterapia, zaopatrzenie ortopedyczne (gorsety ortopedyczne), metody operacyjne, a mimo to wciąż powstają nowe.

Wśród nowatorskich metod leczenia skolioz znajduje się metoda PiLS zawierająca oprócz fizjoterapii i gorsetowania, również stosowanie wyciągu grawitacyjnego projektu dr Marka Kluszczyńskiego. Rehabilitacja na badanym urządzeniu opiera się na zasadzie korekcji skrzywienia kręgosłupa za pomocą pelot w płaszczyźnie czołowej, strzałkowej i poprzecznej, która jest połączona z działaniem siły grawitacji. Siła grawitacji powoduje zwiększenie odległości międzykręgowej [2], co ułatwia korekcję kręgosłupa Rehabilitowane są na nim dzieci i młodzież, którzy są pacjentami Ośrodka Rehabilitacji Leczniczej „Troniny" mieszczącego się w Częstochowie. U osób tych zdiagnozowano skoliozę idiopatyczną. Dzieci zostały zakwalifikowane zgodnie z kryteriami włączenia i wyłączenia z badaniami oraz rodzice wyrazili zgodę na udział w eksperymencie. Ośrodek posiada zgodę komisji bioetycznej OIL w Częstochowie na przeprowadzenie eksperymentu badawczego.

Badania do analizy przeprowadzono w lipcu 2013 roku. W przypadku kilku pacjentów możliwe było przeprowadzenie badań kontrolnych po upływie około miesiąca od ostatniego badania.

2. OPIS PRZEPROWADZONYCH BADAŃ

W celu pomiaru nacisków pelot bocznych zmierzono wartości momentów obrotowych, które następnie zostały przeliczone w przybliżeniu na wartości sił koniecznych do uzyskania prawidłowej korekcji skrzywionej osi kręgosłupa na wyciągu grawitacyjnym. Moment obrotowy został zmierzony za pomocą klucza dynamometrycznego. Dodatkowo zmierzono wydłużenie kręgosłupa podczas przebywania pacjenta na wyciągu przy użyciu centymetra krawieckiego. Mierzoną długością była odległość pomiędzy mostkiem a punktem środkowym linii łączącej kolce biodrowe. Dla wybranych pacjentów zrealizowano badania kontrolne po około miesiącu od ostatniego badania. U każdego z pacjentów dokonano minimum pięciu pomiarów siły i wydłużenia.
Podczas realizacji badań u wybranych pacjentów przeprowadzono dłuższe „seanse" leżenia na wyciągu. Była to grupa pięcioosobowa. We wszystkich przypadkach pomiaru dokonywano co 5 minut przez okres 20 minut. U pacjenta nr 1 dłuższe wyciąganie na urządzeniu odbyło się dwa razy oraz każde trwało po 20 minut. W obu przypadkach wydłużenie różni się o 1 [cm] od wydłużenia następującego w ciągu 10 minut. U pacjenta nr 4 pomiar taki wykonano trzy razy. W jednym przypadku pomiar wynosił 2 [cm]. Jest to wartość, która się często powtarzała w przypadku każdorazowego pobytu pacjenta w przychodni. W pozostałych przypadkach pomiar był większy o 0,5 [cm] bądź 1 [cm]. U pacjenta 5 pomiar po czasie 20 minut był jeden i wydłużenie nie różniło się od innych wydłużeń, które były w krótszym czasie. U pacjenta 9 przeprowadzono dwa pomiary podczas dłuższego leżenia na wyciągu. Pierwszy z nich różnił się od pozostałych o wartość 1 [cm]. Natomiast drugi nie odbiegał znacząco od innych wyników otrzymanych po czasie 10 minut.

Ostatnim pacjentem, u którego była możliwość dłuższego wyciągania się, to był pacjent 12. W tym przypadku pomiaru dokonano jednorazowo i nie różnił się od pozostałych.

2.1. Grupa badawcza

Badaniami objęto 17 osób (16 dziewcząt oraz jeden chłopiec) w wieku 9÷19 lat (tab.2.1.1), które chorowały na różnego typu skoliozy o różnym typie skoliozy (rys. 2.1.1), (Th- skrzywienie kręgosłupa w odcinku piersiowym, L- skrzywienie kręgosłupa w odcinku lędźwiowym, ThL- skrzywienie kręgosłupa w odcinku piersiowo- lędźwiowym, C- skrzywienie kręgosłupa w odcinku szyjnym, kierunek skrzywienia oznaczony jako lewostronny- sin, prawostronny- dex). Kwalifikację osób do pomiaru siły przeprowadzono według trzech kryteriów:

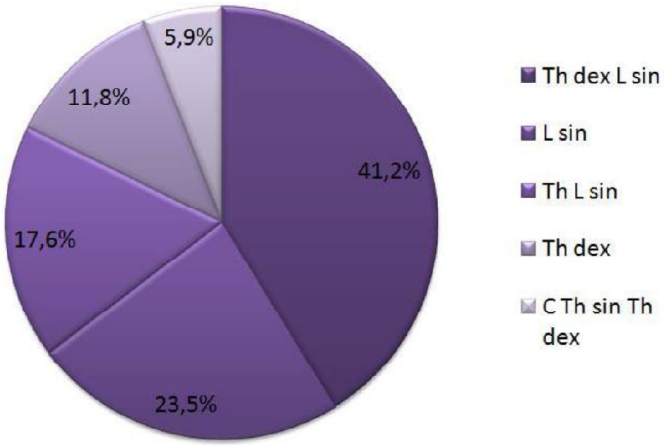
- wiek - zbyt młodzi pacjenci (poniżej 10 roku życia) nie zgadzali się na umieszczenie ich na wyciągu oraz nie współpracowali podczas dociskania pelota; rodzice często nie wyrażali zgody na eksperyment,
- wzrost - ze względu na rodzaj użytego przyrządu pomiarowego oraz na konstrukcję wyciągu u pacjentów poniżej 130 [cm] wzrostu nie było możliwości zmierzenia siły docisku,
- szerokość klatki piersiowej - poniżej 24 [cm] szerokości klatki piersiowej peloty dociskały ciało ze zbyt małą siłą.

Tab. 2.1.1. Informacje o pacjentach

NR PACJENTA	PŁEĆ	WZROST [cm]	WAGA CIAŁA [kg]	WIEK [lata]	ZAOPATRZENIE ORTOPEDYCZNE
1	K	146,5	38,7	11	-
2	K	164	56,2	15	+
3	K	173	52,9	18	-
4	K	175	62,9	19	+
5	K	166	46,1	15	-

6	K	167	55,3	15	-
7	K	162	61,1	17	-
8	K	143	38,9	11	-
9	K	165	49,2	15	-
10	K	166	46,4	15	-
11	K	157	48,5	18	-
12	K	160	55,0	14	-
13	K	166	60,0	18	-
14	K	172	51,7	19	-
15	M	178	63,3	17	-
16	K	149	31,1	11	-
17	K	125	26,0	9	-

Opis oznaczeń:
K- kobieta (dziewczyna)
M- mężczyzna (chłopiec)
+/- nosi/nie nosi gorsetu ortopedycznego



Rys. 2.1.1. Rodzaje i ilość skrzywień w grupie badawczej

2.2. Opis badanego urządzenia

Urządzenie to zmodyfikowany stół rehabilitacyjny, którego główna konstrukcja nośna wykonana jest ze stali (rys.2.2.1). Od tradycyjnej leżanki różni się podparciem, które realizowane jest jedynie w dwóch punktach w połowie długości dłuższych boków. Umożliwia to płynne pochylanie leżanki wzdłuż jej osi poprzecznej. Celem zwiększenia stabilności konstrukcji obie podpory po bokach leżanki mają kształt trapezu. Poprzeczna oś obrotu leżanki ma możliwość blokady pochylenia co 15[^{o}]. Pacjent kładzie się na leżance na plecach w momencie, gdy jest ona ustawiona w pozycji półpionowej. Nogi zostają oparte na podpórkach i dociśnięte w strefie stawu skokowego za pomocą wałka. Zapobiega to „zsuwaniu się" pacjenta w trakcie zabiegu po pochyleniu leżanki. W trakcie zabiegu pacjent jest obracany do kąta 30[^{o}] w pozycji Trendelenburga. Pozycja Trendelenburga jest to pozycja medyczna. Charakteryzuje się tym, że pacjent leży na plecach głową w dół, górna część klatki piersiowej oraz tułów jest poniżej poziomu kończyn dolnych. Wymuszona w ten sposób pozycja (głową do dołu i nogami do góry) powoduje niewielkie rozciąganie sprzyjając korekcji wyboczenia i rotacji kręgosłupa. W celu osiągnięcia efektu leczniczego zabiegu, w odcinku piersiowym i lędźwiowym pacjent ma przyłożone peloty, które wykonane są z drewna. Wywierają one trójpłaszczyznową korekcje skrzywienia w wybranym przez terapeutę odcinku kręgosłupa.

Rys. 2.2.1. Wyciąg grawitacyjny

3. WYNIKI BADAŃ

Wyniki pomiarów siły przedstawia tab.3.1. Średnia wartość siły ze wszystkich pomiarów wynosi 15,5 [N]. Duża rozbieżność wyników wśród poszczególnych pacjentów jest spowodowana ich indywidualną reakcją na nacisk urządzenia. Najmniejszą wartość maksymalnej niepewności średniej arytmetycznej uzyskano u pacjenta 1, natomiast największą u pacjenta 15. Jest to wynikiem ilości pomiarów. Dość duża maksymalna niepewność średniej arytmetycznej jest spowodowana podziałką urządzenia (0,1 [Nm]).

Tab. 3.1. Zbiorcze zestawienie wyników pomiarów momentów obrotowych i siły

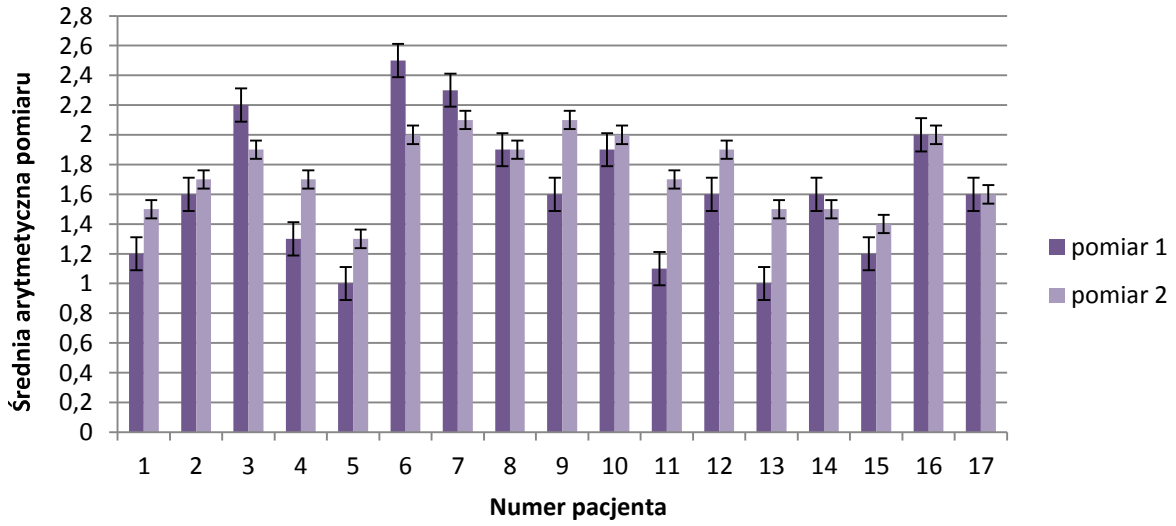
Numer pacjenta	$\bar{x}$ [Nm]	S_x [Nm]	$S_{\bar{x}}$ [Nm]	S_{max} [Nm]	Δx_{max} [Nm]	$F[N]$
1	0,81	0,0692	0,0261	0,0285	0,1285	16,984
2	0,75	0,0577	0,0289	0,0364	0,1346	15,726
3	0,68	0,0748	0,0374	0,0427	0,1427	14,285
4	0,89	0,0835	0,0295	0,0318	0,1318	18,661
5	0,74	0,1140	0,0510	0,0582	0,1582	15,516
6	0,80	0,1166	0,0408	0,0488	0,1488	16,774
7	0,70	0,0946	0,0447	0,0496	0,1496	14,667
8	0,60	0,0854	0,0365	0,0405	0,1405	12,581
9	1,03	0,1019	0,0830	0,0885	0,1885	21,597
10	0,83	0,1264	0,0479	0,0574	0,1574	17,403
11	1,03	0,1449	0,0629	0,0754	0,1754	21,597
12	0,85	0,0640	0,0369	0,0391	0,1391	17,823
14	0,75	0,0981	0,0289	0,0346	0,1346	15,723
15	0,55	0,5000	0,5000	0,9185	1,0185	11,532
16	0,58	0,0967	0,0374	0,0427	0,1427	12,161

Wyniki pomiarów wydłużenia kręgosłupa przedstawia tab.3.2 oraz rysunek 3.1. Wydłużenie było mierzone dwukrotnie podczas każdego seansu (przez dwie osoby). Średnie wydłużenie kręgosłupa w przypadku pomiaru pierwszego wynosi 1,6 [cm], a w przypadku drugiego pomiaru kontrolnego1,8 [cm].

Tab.3.2. Zbiorcze zestawienie wyników pomiarów wydłużenia kręgosłupa

Pacjent	$\bar{x}_{p1}$ [cm]	$\bar{x}_{p2}$ [cm]	$S_{\bar{x}\,p1}$ [cm]	$S_{\bar{x}\,p2}$ [cm]	$S_{x\,p1}$ [cm]	$S_{x\,p2}$ [cm]	$S_{max\,p1}$ [cm]	$S_{max\,p2}$ [cm]	$\Delta x_{max\,p1}$ [cm]	$\Delta x_{max\,p2}$ [cm]
1	1.2	1.5	0.1	0.2	0.6	0.6	0.1	0.2	0.2	0.3
2	1.6	1.7	0.2	0.2	0.4	0.6	0.2	0.2	0.3	0.3
3	2.2	1.9	0.1	0.1	0.3	0.2	0.1	0.1	0.2	0.2
4	1.3	1.7	0.1	0.1	0.2	0.3	0.1	0.1	0.2	0.2
5	1.0	1.3	0.1	0.2	0.4	0.4	0.1	0.2	0.2	0.3
6	2.5	2.0	0.2	0.3	0.5	1.1	0.3	0.4	0.4	0.5
7	2.3	2.1	0.2	0.2	0.5	0.6	0.2	0.3	0.3	0.4
8	1.9	1.9	0.2	0.2	0.5	0.4	0.2	0.2	0.3	0.3
9	1.6	2.1	0.2	0.2	0.6	0.6	0.2	0.2	0.3	0.3
10	1.9	2.0	0.2	0.2	0.4	0.4	0.2	0.2	0.3	0.3
11	1.1	1.7	0.1	0.1	0.2	0.3	0.1	0.1	0.2	0.2
12	1.6	1.9	0.2	0.1	0.6	0.3	0.2	0.1	0.3	0.2
13	1.0	1.5	0.2	0.2	0.4	0.4	0.2	0.3	0.3	0.4
14	1.6	1.5	0.2	0.2	0.5	0.3	0.3	0.2	0.4	0.3
15	1.2	1.4	0.1	0.1	0.4	0.4	0.2	0.1	0.3	0.2
16	2.0	2.0	0.2	0.3	0.4	0.6	0.2	0.3	0.3	0.4
17	1.6	1.6	0.1	0.1	0.4	0.2	0.2	0.1	0.3	0.2

Wykaz oznaczeń do tabeli 3.1. i tabeli 3.2.:
$\bar{x}$ - średnia arytmetyczna pomiaru
S_x - odchylenie standardowe pojedynczego pomiaru
$S_{\bar{x}}$ - odchylenie standardowe średniej arytmetycznej
S_{max} - maksymalna niepewność przypadkowa
Δx_{max} - maksymalna niepewność średniej arytmetycznej
F - siła [N]
p1 - pomiar wykonany przez pierwszą osobę
p2 - pomiar wykonany przez drugą osobę



Rys. 3.1. Interpretacja graficzna średnich arytmetycznych poszczególnych pomiarów

4. WNIOSKI

Wyniki przeprowadzonych badań wskazują na to, że wyciąg grawitacyjny jest przydatny w leczeniu dystrakcyjnym kręgosłupa. Wyciąg ten może być stosowany równolegle z innymi zabiegami rehabilitacyjnymi jako wspomagająca metoda nieinwazyjna. Jednak konieczna staje się specyfikacja metodyki zabiegu. W trakcie pilotażowych badań zaobserwowano czynniki wpływające w sposób istotny na przebieg badań. Do głównych zaliczyć można ułożenie kończyn górnych (wpływające na zmianę położenia środka ciężkości w zależności od lokalizacji w obrębie korpusu ciała lub za głową) oraz nacisk pelot na korpus pacjenta. Oznaczono doświadczalnie bezpieczną wartość siły docisku (średnio z badań 15,5 [N]), która zapewniała utrzymanie pacjenta na wyciągu, obserwując korekcję osi kręgosłupa. Według [3] średnia siła powodująca pękanie żebra siódmego wynosiła 153 [N] i 137 [N] dla żebra ósmego. Na tej podstawie można śmiało stwierdzić, że otrzymana z badań wartość sił pozostaje w bezpiecznym zakresie w stosunku do sił niszczących. Zatem może być wykorzystana do docisku pelotami. W kolejnej wersji urządzenia siła będzie zadawana w sposób automatyczny. Na podtrzymanie długofalowych efektów leczenia na wyciągu grawitacyjnym znaczenie mają metody towarzyszące, czyli ortezy oraz metody kinezyterapii stosowane w trakcie kompleksowego procesu rehabilitacyjnego.

Dłuższe „seanse" leżenia na wyciągu grawitacyjnym miały sens, gdyż po czasie 20 minut aparat więzadłowy rozluźnia się.

LITERATURA

[1] Kiwerski J., Rehabilitacja medyczna, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2007
[2] Kane M.D., Karl R.D., Swain J.H.: Effects of gravity-facilitated traction on intervertebral dimensions of the lumbar spine, Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 1985;6:281–288
[3] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M. (red.): Biomechanika narządu ruchu człowieka, Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji – PIB, Gliwice 2011
[4] Tylman D.: Patomechanika bocznych skrzywień kręgosłupa, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1972

GRAVITATIONAL EXTRACT AS METHOD OF TREATMENT OF SCOLIOSIS- PILOT STUDIES

Abstract: The hereby paper presents the valuation of traction gravitational extract with regard to it`s usability in rehabilitation of scoliosis among children and youth. The paper presents pioneer analysis of pressure pads force on patient`s chest. The additional objective of the paper was the evaluation of the vertebrate prolongation while being on the traction device.

Anna ZIĘTY, Katedra Mechaniki i Inżynierii Materiałowej, Politechnika Wrocławska, Wrocław
Marzena LACHOWICZ, Katedra Materiałoznawstwa, Wytrzymałości i Spawalnictwa, Politechnika Wrocławska, Wrocław

ANALIZA WPŁYWU MIKROSTRUKTURY NA ODPORNOŚĆ KOROZYJNĄ STOPU TYTANU Ti6Al7Nb

Streszczenie: Stopy tytanu, takie jak Ti6Al4V, czy analizowany Ti6Al7Nb należą do stopów o strukturze dwufazowej α+β. Kształtowanie ich mikrostruktury wynika ze specyficznych cech fizycznych tytanu, ale i z warunków odkształcania na gorąco oraz obróbki cieplnej. Procesy te powinny uwzględniać związek między mikrostrukturą a wytrzymałością implantu, jego twardością, plastycznością, odpornością na zmęczenie, zużycie ścierne i co najważniejsze – odpornością na korozję. Przeanalizowano istniejącą literaturę pod kątem wpływu mikrostruktury stopu tytanu Ti6Al7Nb na jego odporność korozyjną w symulowanych płynach ustrojowych. Jej różnorodność związana jest ze sposobem przetwarzania stopu, co również było obiektem analizy i obserwacji.

Słowa kluczowe: Ti6Al7Nb, biomateriał, mikrostruktura, obróbka cieplna

1. WSTĘP

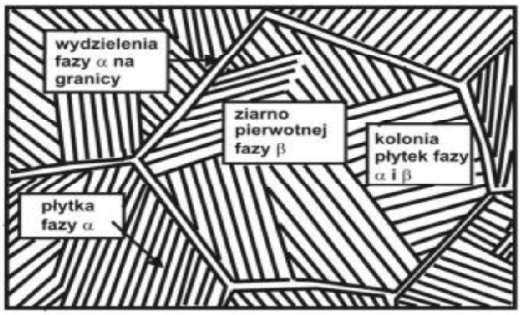
Implantowanie metalicznych wszczepów do środowiska fizjologicznego wiąże się z pojawiającymi się zjawiskami korozyjnymi. Te zaś są główną przyczyną transportu jonów metali oraz innych produktów korozji do organizmu. Duże znaczenie ma wtedy zastosowanie odpowiednich materiałów, które będą najbardziej odporne na działanie agresywnego środowiska, przy równocześnie zachowanej biotolerancji. Stopy tytanu są obecnie najbardziej popularnymi biomateriałami. Charakteryzują się nie tylko bardzo dobrymi właściwościami mechanicznymi, ale i – co najważniejsze – wysoką odpornością korozyjną również w środowisku płynów ustrojowych. Jest to związane z powstawaniem szczelnej, stabilnej warstwy tlenkowej TiO_2, która teoretycznie nie powinna przepuszczać wspomnianych wcześniej niebezpiecznych produktów do organizmu ludzkiego. Jednak począwszy od zabiegu implantacji do samej eksploatacji biomateriału, powierzchnia biomateriału może ulec uszkodzeniu. To natomiast skutkuje przerwaniem ciągłości szczelnej warstwy TiO_2 i przedostaniem się do organizmu jonów metali. Już dziś wiadomo, że mimo dużego zainteresowania stopem tytanu Ti6Al4V, jego produkty korozji są toksyczne dla pacjenta. Wanad wywołuje silne reakcje cytotoksyczne i kumuluje się między innymi w wątrobie oraz w nerkach. Aluminium natomiast wpływa na rozmiękczenie kości oraz niekorzystnie działa na komórki nerwowe. Stąd pojawiają się badania nad nowymi stopami tytanu, których skład chemiczny pozwala na wyeliminowanie toksycznego pierwiastka, jakim jest wanad, zastępując go obojętnym, np.: niobem czy tantalem. To natomiast wiąże się z przygotowaniem odpowiedniego procesu obróbki cieplnej, bądź plastycznej materiału [1]. Powszechnie wiadomo, że oprócz zmiany dodatków stopowych, na charakter mikrostruktury

stali i ich właściwości mechaniczne, ogromny wpływ ma sposób przeróbki tego stopu, temperatury, czasu wygrzewania i ośrodka chłodzącego. Procesy te powinny uwzględniać związek między mikrostrukturą a wytrzymałością implantu, jego twardością, plastycznością, odpornością na zmęczenie, zużycie ścierne i co najważniejsze – odpornością na korozję. Okazuje się bowiem, że skład chemiczny oraz cechy mikrostruktury otrzymane podczas procesów termo-mechanicznych determinują zachowanie się gotowego stopu tytanu w agresywnym środowisku [2,3,4,5,6].

W pracy przeanalizowano istniejącą literaturę pod kątem wpływu mikrostruktury stopu tytanu Ti6Al7Nb na jego odporność korozyjną w symulowanych płynach ustrojowych. Jej różnorodność związana jest ze sposobem przetwarzania stopu, co również stało się obiektem analizy i obserwacji.

2. MIKROSTRUKTURA STOPU TYTANU Ti6AL7Nb

Pod względem strukturalnym stopy tytanu można podzielić na jednofazowe α, stabilne i metastabilne β oraz dwufazowe α+β. Te ostatnie to kolonie naprzemianlegle ułożonych płytek fazy α i β w obrębie ziarna pierwotnej fazy β (Rys.1). W zależności od składu chemicznego, stosunku ilościowego faz α/β oraz warunków obróbki cieplnej, takie mikrostruktury wykazują znacznie lepsze właściwości mechaniczne, niestety kosztem pogorszenia się cech korozyjnych. Można je jednak poprawiać odpowiednimi dodatkami stopowymi. Pierwiastkiem stabilizującym fazę α i równocześnie podwyższającym temperaturę przemiany α→β jest między innymi aluminium. W przypadku fazy β, pierwiastki takie jak wanad czy niob stabilizują ją do takiego stopnia, że staje się ona fazą stabilną w temperaturze otoczenia. Literatura wykazuje, że w przypadku zastosowania stopu tytanu Ti6Al7Nb, wystarczy ok. 7% wag. Nb, aby stabilizował on 10% objętości fazy β w temperaturze pokojowej.



Rys. 1. Schemat kolonii naprzemianlegle ułożonych płytek faz α i β w stopach tytanu o dwufazowej budowie [1]

Stopy tytanu, takie jak Ti6Al4V, czy analizowany Ti6Al7Nb charakteryzują się strukturą dwufazową. Kształtowanie ich mikrostruktury wynika zarówno ze specyficznych cech fizycznych tytanu, jak i z warunków odkształcania na gorąco oraz obróbki cieplnej. Morfologia składników fazowych mikrostruktury oraz właściwości takich stopów zmienia się zwłaszcza przy podwyższaniu temperatury do początku przemiany fazowej α+β → β.

M.V. Popa z zespołem [3] zwracają szczególną uwagę na charakterystyczne zmiany w mikrostrukturze przy odkształceniach plastycznych stopu Ti6Al7Nb. Występują one nie tylko w przypadku koloni płytek α+β, ale i w samej pierwotnej fazie β. Okazuje się, że po każdym kolejnym etapie obróbki plastycznej przy temperaturze powyżej temperatury początku przemiany fazowej, wpływ wcześniejszego odkształcenie plastycznego częściowo lub całkowicie zanika z powodu procesów rekrystalizacji. W innej pracy [5] dodatkowo stwierdzono, że z punktu widzenia przeróbki plastycznej na gorąco najkorzystniejszy zakres

temperatur to 850-950°C przy szybkości odkształcania 0.01-0.1 s^{-1}. Udowodniono, że w tym zakresie temperatur zachodzi dynamiczna rekrystalizacja fazy α.

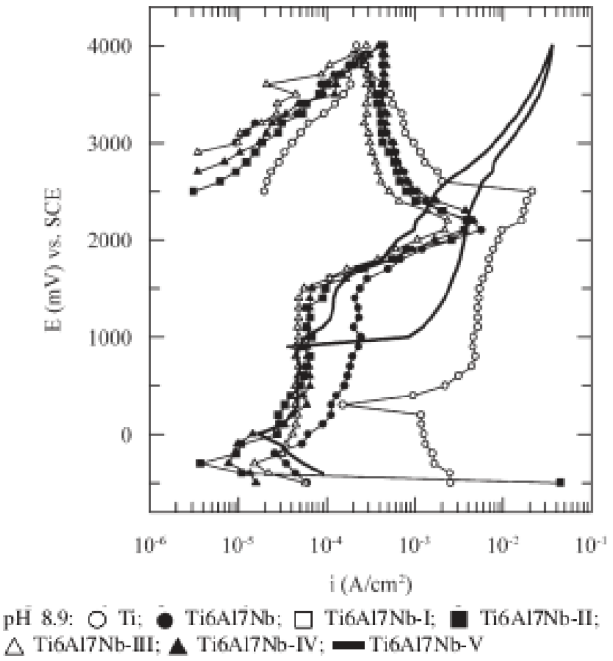
W [3] zaobserwowano także różnice w uzyskiwanych właściwościach biomateriału przy deformacji poszczególnych faz. Odkształcenie samej fazy β powoduje polepszenie odporności na zużycie ścierne, na pękanie a przede wszystkim odporności na korozję zmęczeniową. Obróbka plastyczna fazy α+β pozwala osiągnąć zespół optymalnych wytrzymałości zmęczeniowych i plastycznych. Ponadto, w zależności od wyboru rodzaju przeróbki plastycznej, uzyskuje się różny charakter struktury. Stop tytanu Ti6Al7Nb ma strukturę Widmanstättena, jeśli obróbkę plastyczną przeprowadza się w zakresie fazy β, a strukturę ziarnistą, gdy deformacja dotyczy fazy α+β. Ta ostatnia jest wrażliwa również na obróbkę cieplną, m.in. starzenie. Istnieją również inne aspekty, które mogą wpływać na wyniki odkształcenia plastycznego. Należą do nich jednorodność struktury, niewystarczające odkształcenia plastyczne, bądź nadmierny wzrost ziarna. Czynniki te także mogą prowadzić do dużych zmian właściwości mechanicznych dla tego samego stopu.

3. WPŁYW MIKROSTRUKTURY STOPU Ti6Al7Nb NA ODPORNOŚĆ KOROZYJNĄ

Wpływ właściwości mikrostruktury na własności korozyjne stopów tytanu o dwufazowej strukturze jest szeroko wyjaśniony między innymi w pracy B. Raja i innych [2]. Stop Ti6Al7Nb poddano różnym zabiegom obróbki cieplnej w celu uzyskania różnych mikrostruktur. Odporność na korozję gotowych materiałów oceniano wykonując pomiary potencjału obwodu otwartego oraz w czasie cyklicznych testów polaryzacji anodowej w roztworze Ringera. Proces przeróbki obejmował wygrzewanie przygotowanych próbek przez 1 h, w czterech temperaturach powyżej początku przemiany fazowej α+β ↔β dla fazy α+β (850°C, 930°C, 950°C i 970°C) oraz dla fazy β w jednej temperaturze równej 1030°C. Zmiana mikrostruktury materiału została zmieniona również poprzez sposób chłodzenia: woda, chłodzenie w powietrzu oraz w piecu. Wszystkie próbki chłodzone w wodzie i na powietrzu poddawano starzeniu w temperaturze 550°C przez 4 godziny. Stop tytanu Ti6Al7Nb badany w następujących warunkach: 950°C, chłodzenie na powietrzu i starzony w temperaturze 550°C przez 4 godziny, wykazuje bardzo dobrą odporność na korozję z powodu braku selektywnego rozpuszczania fazy β. Nie zaobserwowano podziału mikrostruktury stopu w poszczególnych fazach. Natomiast, dla próbek wygrzewanych w 850°C, uzyskano największe wartości gęstości prądu korozyjnego. Znaczny wzrost wartości tego parametru został spowodowany przez wzbogacenie fazy α przez aluminium oraz zubożenie mikrostruktury o niob. Okazuje się, że próbki poddane obróbce starzenia wykazały najlepszą odporność na korozję. Zostało potwierdzone [4], że proces starzenia, jako proces wzmacniania jest bardziej skuteczny dla materiałów mających równoosiową strukturę niż strukturę Widmanstattena. Zjawisku temu towarzyszy bowiem spadek ciągliwości. Badania elektrochemiczne przedstawione w pracy, wykazują korelację równoosiowości struktury z wyższą odpornością korozyjną. Struktura Widmanstattena może doprowadzić do zwiększonej tendencji stopu do korodowania wżerowego. Dwufazowe struktury jednoosiowe zwiększają natomiast ochronę biomateriału. I to wykazały również badania w pracy [2]. Te mikrostruktury, które były zbudowane z fazy α+β zachowywały się lepiej w agresywnym środowisku niż te z pojedynczą fazą β. Mohsin T. Mohammed i inni [5] wykazali, że fakt ten wpływa również bardzo dobrze na tworzenie stabilnej warstwy ochronnej tlenku na powierzchni próbek. Dzieje się to dzięki odpowiedniemu rozkładowi pierwiastków stopowych w fazie, rozwiniętych podczas obróbki cieplnej.

Autorzy pracy [3] badali zachowanie się stopu tytanu Ti6Al7Nb w roztworze Ringera (dodatkowo zmieniając jego pH). Doświadczenie polegało na porównaniu stopu o niezmienionej strukturze z próbkami, które poddano procesom obróbki cieplnej

i plastycznej. Procesy te zostały podzielone na trzy etapy. Pierwszy polegał na wygrzewaniu wszystkich próbek w tej samej temperaturze równej 780°C i chłodzeniu ich na powietrzu. Następnie dla struktur dwufazowych temperatura drugiego wygrzewania wynosiła 930°C, natomiast dla pojedynczej fazy β - 1100°C. Każdą próbkę poddawano następnie procesom odkształcania plastycznego. Kolejnym etapem była obróbka cieplna stopu w temperaturze 930°C i chłodzeniu w różnych ośrodkach, bądź temperaturach chłodzących: w piecu (760°C i 480°C) i na powietrzu. Takie podejście doprowadziło do powstania kilku grup materiałów o różnych właściwościach strukturalnych, m.in. struktura mającą zainicjowaną strukturę Widmanstättena (wygrzewane próbki w temperaturze 1100°C, faza α+β), zdeformowana struktura z widocznym procesem rekrystalizacji (wygrzewane próbki w temperaturze 930°C, faza β) i struktura o dużych ziarnach. Podczas badań elektrochemicznych wykazano, że na wszystkich próbki, niezależnie od warunków obróbki cieplnej spontanicznie tworzy się warstwa tlenkowa. Zaobserwowano również we wszystkich przypadkach zdecydowane zmniejszenie szybkości korozji i zmniejszenie ilości uwalnianych jonów do roztworu Ringera w porównaniu do badań na niezmienionym Ti6Al7Nb (Rys. 2).



Rys. 2. Potencjodynamiczne krzywe polaryzacji dla stopu tytanu Ti6Al7Nb badanego w roztworze Ringera o pH=8,9 [3], gdzie TiAl7Nb I-V oznaczają typy stopów: TiAl7Nb I - struktura mającą zainicjowaną strukturę Widmanstättena; II - zdeformowana struktura z widocznym procesem rekrystalizacji; III – zainicjowana struktura Widmanstatten z początkową strukturą po procesie odkształcenia; IV - zdeformowana struktura o dużych ziarnach, etap reksytalizacji; V- iglasta struktura z widoczną strukturą Widmanstattena

Jeszcze w inny sposób do podobnych badań podszedł Cai i inni [6]. W pracy została przeanalizowana odporność korozyjną stopu Ti6Al7Nb w stanie lanym w środowisku sztucznej śliny (1.5g/l KCl, 1.5g/l $NaHCO_3$,0.5g/l NaH_2PO_4, 0.5g/l KSCN, 0.9g/l kwasu mlekowego). Badania odlewniczych stopów wykonano na trzech rodzajach powierzchni: 1) powierzchnia piaskowana tlenkiem glinu, zawierająca pozostałości wcześniej usuniętej papierem ściernym warstwy, 2) powierzchnia bez żadnych pozostałości po wcześniejszej warstwie, polerowana na mokro papierem ściernym oraz 3) powierzchnia tylko z warstwą piaskowaną tlenkiem glinu. Tak przygotowane podłoże każdej z próbek, poddano pomiarom potencjału obwodu otwartego, polaryzacji liniowa oraz polaryzacji potencjodynamicznej. Autorzy wykazali, że w przypadku tytanu, bardziej rygorystyczne przygotowanie powierzchni

może prowadzić do powstania niestabilnej, bardzo cienkiej warstewki tlenkowej. Tę sytuację obserwuje się w przypadku próbek piaskowanych i bez pozostałości pierwotnej warstwy tlenkowej. Powierzchnia ta jest mniej odporna na korozję niż pozostałe podłoża. Piaskowanie jest bardziej rygorystyczny procesem niż polerowanie, co może odpowiadać za powstałe różnice w wynikach. Dodatkowo zauważono, że różnice między wynikami dwóch piaskowanych powierzchni mogą zależeć od samej warstwy pierwotnej. Jednak jest to mniej istotny czynnik decydujący o odporności korozyjnej biomateriału niż samo wykończenie podłoża.

4. PODSUMOWANIE

Właściwości wytrzymałościowe, jak i fizykochemiczne, takie jak odporność korozyjna stopu Ti6Al7Nb, zależą szczególnie od udziału i morfologii poszczególnych faz mikrostruktury. Wraz ze wzrostem ilości fazy β w osnowie fazy α, wzrasta wytrzymałość stopu. Wiąże się to również ze składem chemicznym i odpowiednio dobraną zawartością poszczególnych pierwiastków. Morfologia składników fazowych mikrostruktury i właściwości stopów tytanu $\alpha + \beta$ ulega dużej zmianie, szczególnie po nagrzaniu do temperatury początku przemiany fazowej $\alpha+\beta\leftrightarrow\beta$ i wyższej. Stąd prognozowanie właściwości mechanicznych wyrobów ze stopów tytanu wymaga ich uwzględnienia i prawidłowego doboru warunków obróbki cieplnej i przeróbki plastycznej, a co za tym idzie odpowiednie kształtowanie mikrostruktury stopu Ti6Al7Nb. Próbki, na których dokonano dodatkowego zabiegu starzenia wykazały najlepszą odporność na korozję. Ponadto zostało potwierdzone, że proces starzenia jest bardziej skuteczny dla materiałów mających równoosiową strukturę niż strukturę Widmanstättena. Mniej odporna na korozję jest natomiast powierzchnia piaskowana bez wstępnej pierwotnej warstwy tlenkowej niż podłoże polerowane, bądź piaskowane z zachowaną warstwą tlenkową. Samo piaskowanie prowadzi do powstania niestabilnej, bardzo cienkiej warstwy wierzchniej.

LITERATURA

[1] Biel M.: Mikrostruktura i właściwości biomateriałów tytanowych po obróbce powierzchniowej, praca doktorska.: Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Inżynierii Metali i Informatyki Przemysłowej, Kraków 2006
[2] Thair L., Kamachi Mudali U., Asokamani R., Raj B., Influence of microstructural on corrosion behaviour of thermally aged Ti-6Al-7Nb alloy, Materials and Corrosion, 55, no. 5, 2004, s. 258-265
[3] Popa M.V., Raducanu D., Vasilescu E., Drob P., Cojocaru D., Vasilescu C., Ivanescu S., Mirza Rosca J. C., Mechanical and corrosion behaviour of a Ti-Al-Nb alloy after deformation at elevated temperatures, Materials and Corrosion, 59, no. 12, 2008, s. 919-928
[4] Cui W.F., Jin Z., Guo A.H., Zhou L., High temperature deformation behavior of α+β-type biomedical titanium alloy Ti–6Al–7Nb, Materials Science and Engineering A, 499, 2009, s. 252–256
[5] Mohsin T. M., Zahid A. K., Arshad N. S., Corrosion in Biomedical Grade Titanium Based, Materials: A Review, Indian journal of applied research, Vol.3, 2013, s. 206-210
[6] Cai Z., Shafer T., Watanabe I., Nunn E. M., Okabe T., Electrochemical characterization of cast titanium alloys, Biomaterials 24, 2003, s. 213–218

THE ANALYSIS OF THE EFFECT OF MICROSTRUCTURE ON THE CORROSION RESISTANCE OF TITANIUM ALLOY Ti6Al7Nb

Abstract: Titanium alloys, such as Ti6Al4V, or analyzed in this paper Ti6Al7Nb alloys are two-phase structure of $\alpha + \beta$. Shaping their microstructure due to the specific physical characteristics of the titanium, its hot deformation and heat treatment. These processes should take into account the relation between the microstructure and strength of the implant, its hardness, ductility, resistance to fatigue, wear and what is the most important - corrosion resistance. Existing literature was analyzed for effects of titanium alloy microstructure Ti6Al7Nb its corrosion resistance in simulated body fluids. It is associated with a variety of melt processing method, which also has been the subject of analysis and observation.