

**Monika BOGUSZ, Agnieszka CHOJNACKA-BROŹEK,** Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

## MODELOWANIE NUMERYCZNE KOŚCI STOPY PO OPERACJI PALUCHA KOŚŁAWEGO

**Streszczenie:** Opracowano numeryczny model stopy po operacji palucha koślawego metodą *scarf*, uwzględniając 26 kości stopy, stawy i powięź podeszwową oraz podłoże betonowe. Do tego celu wykorzystano program CAD CATIA V5 oraz system ANSYS Workbench. Przeprowadzono wstępne, porównawcze analizy wytrzymałościowe metodą elementów skończonych MES dla modelu stopy zdrowej i po operacji. Uwzględniono odpowiednie stałe materiałowe, utwierdzenia i obciążenia dla schematu stania swobodnego ze złączonymi stopami.

**Słowa kluczowe:** paluch koślawy, metoda *scarf*, CAD, MES

### 1. WSTĘP

Stopa jest najbardziej rozwiniętą częścią ludzkiej anatomii, obciążoną niezmiernie dużą odpowiedzialnością w stosunku do wielkości [1]. W trakcie życia człowieka, jest ona podatna na mnóstwo przeciążeń i uszkodzeń, które są konsekwencją chodzenia po kamiennych, sztywnych nawierzchniach dzisiejszych miast, a także noszenia niewłaściwego obuwia. Te czynniki wpływają na powstanie i progresję palucha koślawego, które jest wielopłaszczyznowym zniekształceniem przodostopia w obrębie stawu śródstopno-paliczkowego I. Obecnie zniekształcenie palucha koślawego stanowi problem cywilizacyjny. Częstość występowania w populacji wynosi od 2 do 4% (w zależności od źródeł) i jest zdecydowanie wyższa u kobiet 7-9 razy [2, 3].

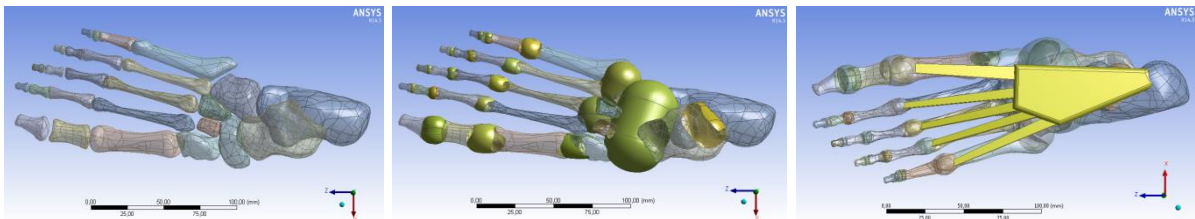
W dobie komputerów o coraz większej mocy obliczeniowej, bardzo pomocne w zrozumieniu patologii stopy oraz zrewolucjonizowaniu leczenia jej chorób, mogą okazać się badania na modelach komputerowych. Są to nieinwazyjne metody, które umożliwiają planowanie zabiegów chirurgicznych, projektowanie implantów do osteosyntezy oraz symulację odpowiedzi zamodelowanego układu na obciążenia fizjologiczne, uwzględniając poszczególne fazy cyklu chodu. W oparciu o oceny rozkładów podstawowych parametrów, takich jak: naprężenie zredukowane, intensywność odkształcenia czy przemieszczenie można przewidzieć ewentualne uszkodzenia wewnątrz tkanki i wprowadzonych implantów.

Celem pracy było zamodelowanie stopy po operacji palucha koślawego metodą *scarf* oraz przeprowadzenie wytrzymałościowych analiz numerycznych metodą elementów skończonych (MES). Dzięki temu oceniono skuteczność wybranego sposobu leczenia pod względem ryzyka nawrotu zniekształcenia.

## 2. ETAPY TWORZENIA MODELU

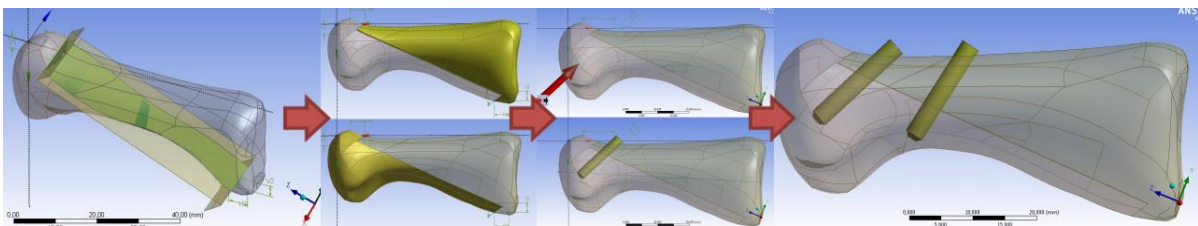
Proces modelowania rozpoczęto od wykonania modeli kości stopy w programie CATIA V5, bazując na zdjęciach z tomografii komputerowej. W tym celu wykorzystano 26 plików w formacie *STL*. Każdy plik stanowił pojedynczy model siatkowy, który odwzorowywał daną kość. Poszczególne struktury bryłowe zostały wykonane poprzez transformację danego modelu siatkowego w reprezentację sklejanych płatów polipowierzchni, ich odpowiednią modyfikację oraz zamianę modelu powierzchniowego na model bryłowy. Ze względu na dalszy etap pracy związany z przeprowadzeniem analizy wytrzymałościowej, w programie ANSYS weryfikowano poprawność tworzonych obiektów bryłowych kości (rys.1).

Kolejne etapy pracy przeprowadzono w programie ANSYS Workbench, gdzie utworzono uproszczone komponenty reprezentujące: stawy, powięź podeszwową, podłoże betonowe. Bryły pomiędzy kośćmi służą prawidłowemu odwzorowaniu schematu przenoszenia obciążeń. Zastępują one połączenia stawowe w postaci torebek stawowych. Kształt struktur połączeń układu kostnego (połączeń stawowych oraz powięzi podeszwowej) (rys. 1) był dopasowany do łączących kości i jednocześnie zbliżony do rzeczywistych geometrii modelowanych struktur. Anatomicznie, torebki stawowe mają kształt zbliżony do elipsoidy obrotowej. Geometria stawu skokowego przedniego, stawu piętowo-sześciennego oraz stawu klinowo-łódkowego została uproszczona. Te trzy stawy utworzono jako jedną bryłę, z uwagi na nieregularny kształt kości w części centralnej stopy oraz konieczność zapewnienia prawidłowego przenoszenia obciążeń. Dla prawidłowego obciążenia i utwierdzenia modelu stopy w dalszym etapie pracy, konieczne było wykonanie bryły reprezentującej podłoże.



Rys. 1. Wygenerowane geometrie (kolejno od lewej): kości, połączeń stawowych, powięzi podeszwowej

Otrzymany model stopy zdrowej, w oparciu o dane literaturowe [4], zmodyfikowano do postaci pooperacyjnej metodą *scarf* oraz zamodelowano stabilizację osteotomii przy użyciu dwóch identycznych śrub kompresyjnych Barouk (rys. 2).



Rys. 2. Modelowanie osteotomii trzonu I kości śródstopia oraz śrub stabilizujących

## 3. WYTRZYMAŁOŚCIOWA ANALIZA NUMERYCZNA

Utworzony model stopy poddano liniowej analizie numerycznej metodą elementów skończonych, bez uwzględnienia zagadnień tarcia pomiędzy stopą i podłożem betonowym oraz w obrębie połączeń układu kostnego.

Na podstawie literatury [5] zostały zdefiniowane stałe materiałowe (tab.1) dla poszczególnych struktur modelu. Połączeniom stawowym nadano własności materiałowe więzadeł z uwagi na odgrywaną rolę połączeń kości w warunkach obciążenia oraz budowę

anatomiczną stopy. Zamodelowane struktury stawowe służą jedynie prawidłowemu odwzorowaniu schematu przenoszenia obciążeń. Ponadto, jak wynika z budowy anatomicznej stopy, wszystkie stawy są silnie wzmacniane przez szereg więzadeł, które razem tworzą zespół torebkowo-więzadłowy. Biorąc te czynniki pod uwagę, zamiast nadania stawom własności materiałowych chrząstki stawowej, zostały przypisane stałe materiałowe struktur więzadłowych.

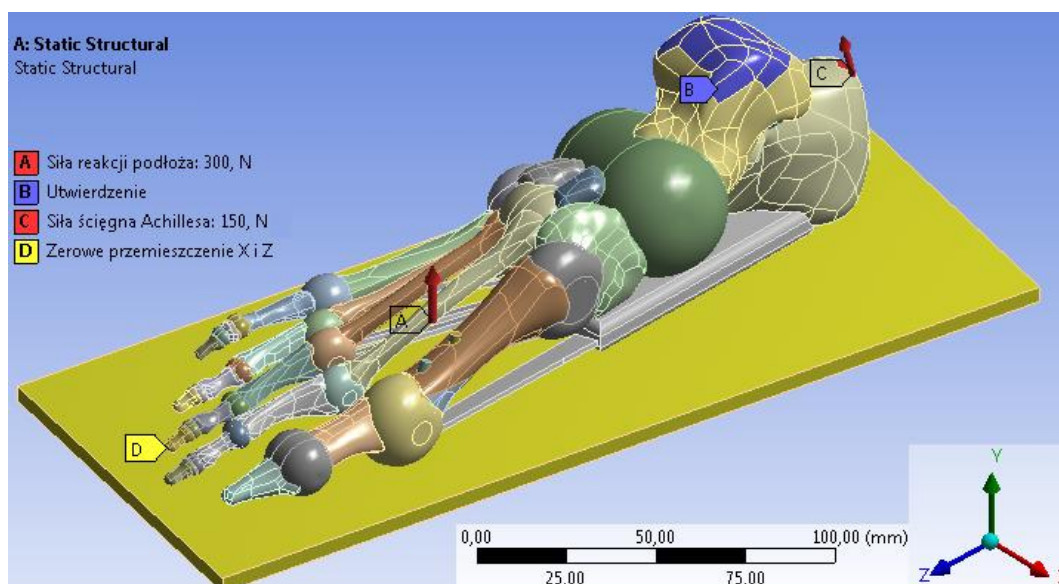
Dla struktur kostnych wygenerowano siatkę elementów skończonych czworościennych, a w przypadku śrub i podłoża betonowego wykorzystano elementy sześciokątne. Przeprowadzono wstępne symulacje celem zbadania wpływu dyskretyzacji.

Rozpatrywano schemat obciążenia podczas stania swobodnego ze złączonymi stopami (rys. 3), który został przyjęty zgodnie z danymi literaturowymi [5, 6, 7, 8]. W tej pozycji obie kończyny dolne mają kontakt z podłożem oraz są obciążane symetrycznie. Środek ciężkości jest utrzymywany w ustawicznej akcji przez mięsień płaszczkowaty, który jest jedynym mięśniem wykazującym wtedy aktywność elektryczną [9]. Na górnej powierzchni płyty betonowej zdefiniowano siłę odpowiadającą reakcji podłoża na nacisk stopy.

Wartości przyłożonych sił, dla człowieka o masie ok. 60 kg: siła reakcji podłoża 300[N], siła od ścięgna Achillesa 150[N] [10]. Wartość siły ścięgna Achillesa ustalono w oparciu o badania Simkin'a [10], który obliczył, że wynosi ona około 50% ciężaru ciała. Kierunek i zwrot zdefiniowano tak, aby odzwierciedlić prawidłowe działanie ścięgna. Model utwierdzono na powierzchniach bloczka kości skokowej (miejsce połączenia stopy z pozostałą częścią kończyny dolnej). Na podłożu betonowe nałożono zerowe przemieszczenie w kierunku osi X i Z.

Tabela 1. Wartości stałych materiałowych przyjętych do analiz [5]

	Kość stopy	Połączenie stawowe	Powięź podeszwowa	Stop Ti-6Al-4V	Beton
$E$ [MPa]	7300	260	350	110000	17000
$\nu$	0,3	0,4	0,4	0,3	0,1



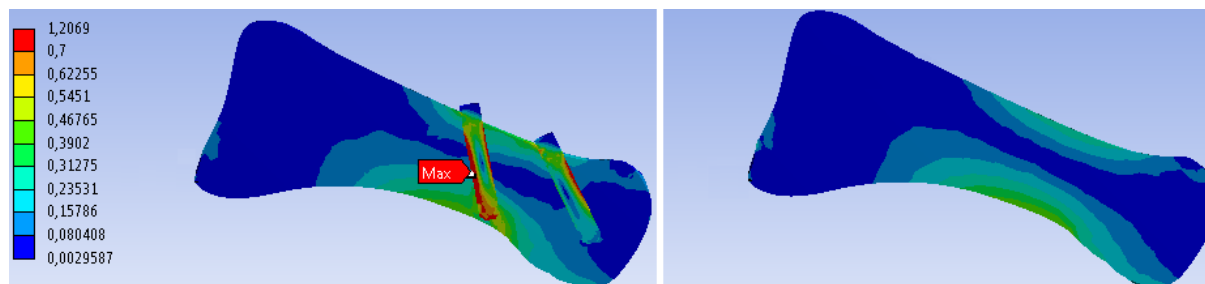
Rys. 3. Model stopy po operacji palucha koślawego z zadanymi obciążeniami oraz utwierdzeniami

#### 4. OTRZYMANE WYNIKI BADAŃ

Analizie numerycznej MES poddano układ kostny stopy zdrowej oraz po operacji, w celu sprawdzenia skuteczności wybranej metody leczenia koślawości palucha. Wyniki otrzymano

w postaci rozkładów: naprężenia zredukowanego wg hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego (HMH), przemieszczenia całkowitego, intensywności odkształcenia.

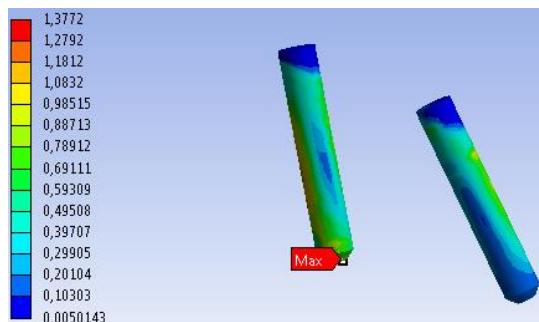
Rysunek 4 prezentuje rozkład naprężenia zredukowanego wg hipotezy HMH w przekrojach na wysokości osi długiej I kości śródstopia dla modelu stopy zdrowej i po operacji.



**Rys. 4. Rozkład naprężenia zredukowanego  $\sigma_{\text{HMH}}$  [MPa] w przekroju wzdłuż osi długiej I kości śródstopia dla stanu zdrowego (z lewej), dla stanu pooperacyjnego (z prawej)**

Porównując wartości naprężenia w miejscu styku z kością klinowatą przyśrodkową można dostrzec, że w przypadku stanu pooperacyjnego jest mniejszy nacisk. Jest to efekt wprowadzenia elementów stabilizujących osteotomię o dużej sztywności. Przejmują one przenoszone obciążenia i zwiększają sztywność tkanki kostnej. Można ponadto zaobserwować niewielki wzrost naprężenia wokół implantów, co jest również konsekwencją różnicy w własnościach materiału stabilizującego i tkanki kostnej.

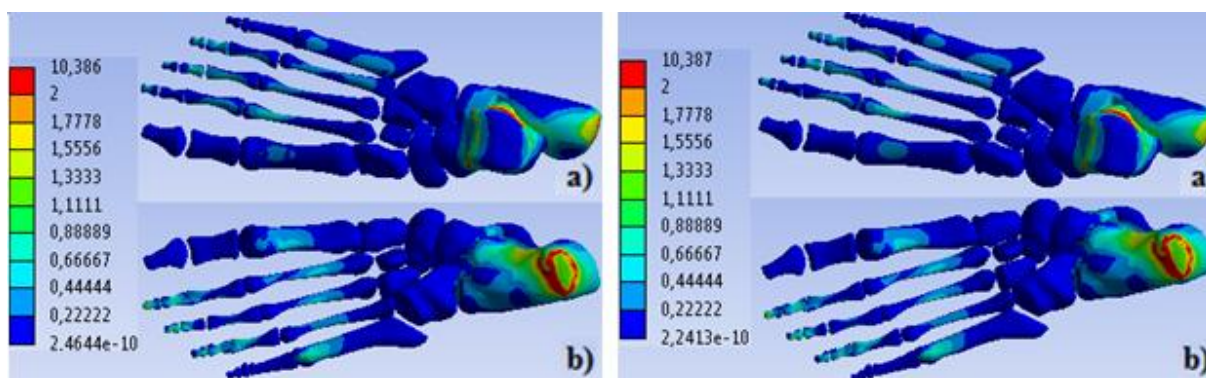
Celem określenia odporności śrub na zniszczenia zbadano rozkład naprężenia w ich obrębie (rys. 5).



**Rys. 5. Rozkład naprężenia zredukowanego  $\sigma_{\text{HMH}}$  [MPa] w śrubach stabilizujących Barouk**

Naprężenia w obrębie implantów są większe niż w otaczającej tkance kostnej. Jest to związane z materiałem, z którego są wykonane. Najwyższe wartości są zlokalizowane na zewnętrznej powierzchni śruby umieszczonej w środkowej części trzonu. Wynikają one z konieczności przeniesienia obciążeń w miejscu kontaktu z kością. Porównując granicę plastyczności stopu tytanu [11] do wartości maksymalnych naprężenia w badanych modelach stwierdzić można, iż nie ulegną one uszkodzeniu.

Rys. 6 prezentuje rozkład naprężenia zredukowanego w modelu stopy zdrowej oraz po operacji. Wartości maksymalne odpowiadają miejscom lokalnych koncentracji naprężenia, wynikających z geometrii modelu. W pozostałych obszarach kostnych wartości naprężenia są niewielkie.



Rys. 6. Rozkład naprężenia zredukowanego  $\sigma_{HMH}$  [MPa] w układzie kostnym stopy: dla stanu zdrowego (z lewej), dla stanu pooperacyjnego (z prawej); widok od strony: a) grzbietowej, b) podeszwowej

Rozkłady naprężenia w obu przypadkach są bardzo podobne. Porównując tylny i środkowy odcinek czynnościowy stopy z odcinkiem przednim, zauważa się, że kości tyłostopia przenoszą nieznacznie większe naprężenia. Jest to spowodowane przyjętym schematem obciążenia. Lokalne wzrosty naprężenia w paliczku dalszym trzeciego palca i kości piętowej, od strony podeszwowej, wiążą się z geometrią modelu.

Ze względu na zbliżony rozkład naprężenia w tkance poddanej leczeniu oraz zdrowej można stwierdzić, iż przeprowadzenie wybranego rozpatrywanego zabiegu nie powinno stać się przyczyną powstania innych zniekształceń w obrębie stopy. Z obserwacji wynika, że żadna z kości nie jest zagrożona uszkodzeniem.

## 5. WNIOSKI

Przeprowadzone wstępne analizy numeryczne wykazały, iż jest możliwość utworzenia modelu komputerowego stopy, odwzorowującego budowę anatomiczną oraz symulacji leczenia operacyjnego palucha koślawego. Potwierdza to również charakter rozkładu naprężenia zredukowanego zbliżony do wyników dostępnych w danych literaturowych [8]. Otrzymany model pozwala na przeprowadzenie analiz funkcjonowania pracy stopy podczas stania swobodnego. Z zestawienia pracy układu kostnego po operacji z działaniem modelu zdrowej tkanki wynika, że wybrana technika leczenia koślawości palucha jest skuteczna i nie powinna prowadzić do nawrotu deformacji. Nie istnieje ryzyko nawrotu zniekształcenia, ponieważ zwiększone wartości naprężenia nie są związane z siłami koślawiącymi palucha. W celu udoskonalenia modelu należałoby m.in.: uwzględnić geometrię pozostałych tkanek miękkich oraz budowę wewnętrzną kości, zrezygnować z uproszczeń własności materiałów, wprowadzić elementy kontaktu, zamodelować staw skokowo-goleniowy z fragmentem kości strzałkowej i piszczelowej.

## LITERATURA

- [1] Digiovanni Ch.W., Greisberg J.: Stopa I staw skokowo-goleniowy: Core Knowledge In Ortopaedics, Wyd. Elsevier Urban&Partner, Wrocław, 2010
- [2] Nikratowicz P.: Ocena wyników leczenia operacyjnego pacjentów ze zmianami zwyrodnieniowymi stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego metodą Kellera, Rozprawa doktorska, Poznań, 2012
- [3] Gądek A., Liszka H., Łoboda K.: Współczesne metody leczenia operacyjnego deformacji koślawej palucha, Przegląd Lekarski, vol. 70, nr 7, 2013, s. 468-472
- [4] Suresh S.S.: Scarf osteotomy – Is it the procedure of choice in hallux valgus surgery. A preliminary report, Oman Medical Journal, vol. 22, no. 3, 2007, p. 47-50

- [5] Qiu T.X., Teo E.C., Yan Y.B., Lei W.: Finite element modeling of a 3D coupled foot-boot model, *Medical Engineering & Physics*, vol. 33, no. 10, 2011, p. 1228-1233
- [6] Cheung J.T., Zhang M., Leung A.K., Fan Y.B.: Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing-a material sensitivity study, *Journal of Biomechanics*, vol. 38, no. 5, 2005, p. 1045-1054
- [7] Wang Y., Li Z., Zhang M.: Biomechanical study of tarsometatarsal joint fusion using finite element analysis, *Medical Engineering & Physics*, vol. 36, no.11, 2014, p. 1394-1400
- [8] Ozen M., Sayman O., Havitcioglu H.: Modeling and stress analyses of a normal foot-ankle and a prosthetic foot-ankle complex, *Acta Of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 15, no. 3, 2013, p. 19-27
- [9] Kowalski C.: *Le petit livre rouge du pied*, Retinne, 2000
- [10] Simkin, A.: Structural analysis of the human foot in standing posture. Ph.D. Thesis, Tel Aviv University, Tel Aviv, Israel, 1982
- [11] Kowalewski P.: Modelowanie tarcia w endoprotezie stawu kolanowego, Praca doktorska, Politechnika Wroclawska, Wydział Mechaniczny, Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Wrocław, 2007

## **MODELING OF FOOT BONES OF POSTOPERATIVE HALLUX VALGUS**

**Abstract:** Numerical model of the foot was developed of postoperative hallux valgus by *scarf* method. Model consisted of geometry of 26 bones, articular connections, plantar fascia, ground support, two stabilizing screws types Barouk and it took into account the *scarf* operating procedure. It was used a supporting computer-aided design CATIA V5 program and ANSYS Workbench 14.5. program. The preliminary mechanical numerical FEM (Finite Element Method) analysis of a healthy foot and after surgery was performed. Scheme of load was chosen during free standing (standing on two legs).

**Konrad BOMANOWSKI, Sylwia ŁAGAN** Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

## WPLYW FAZ CHODU NA STAN NAPRĘŻENIA W MODELU STOPY PROTEZOWEJ

**Streszczenie:** W pracy przedstawiono wyniki symulacji analizy wytrzymałościowej z wykorzystaniem MES (Metod Elementów Skończonych) modelu stopy protezowej. Analizowano modele 3D (trójwymiarowe) wykonane z wykorzystaniem systemów CAD(ang. *ComputerAided Design*) uwzględniając różne warunki brzegowe wynikające z wybranych faz chodu. Zaprezentowano wyniki analiz w postaci rozkładów map naprężeń zredukowanych wg hipotezy H-M-H (Hubera-Misesa-Hencky'ego).

**Słowa kluczowe:**stopa protezowa, CAD, MES, fazy cyklu chodu, analiza wytrzymałościowa

### 1. WSTĘP

Nieodłącznym elementem każdej protezy kończyny dolnej jest stopa protezowa. Pełniąc rolę podporową, pozwala na zachowanie równowagi, bierze aktywny udział w cyklu chodu oraz wpływa na sposób przenoszenia obciążenia. Biorąc pod uwagę wymienione aspekty aby zaprojektować optymalną stopę protezową, kluczowe jest poznanie rozkładu naprężeń występujących w czasie jej użytkowania. Informacje te można uzyskać na drodze badań doświadczalnych, te jednak wiążą się z koniecznością poniesienia nakładów finansowych i budowaniem złożonych stanowisk laboratoryjnych. Rozwój metod komputerowego projektowania typu CAD (ang. *Computer Aided Design*) oraz symulacji komputerowych analiz wytrzymałościowych pozwala na wykonywanie wielu zadań obliczeniowych i uzyskanie informacji wstępnych np. dotyczących miejsc koncentracji naprężeń oraz stanu wyężenia konstrukcji w celach późniejszych weryfikacji.

### 2. ZAKRES PRACY

Niniejsza praca ma charakter rozpoznawczy w celu oceny zachowania się całości konstrukcji stopy protezowej podczas wybranych faz chodu. Etap pierwszy obejmował proces przeniesienia fizycznej protezy do środowiska cyfrowego z wykorzystaniem narzędzi do modelowania trójwymiarowego. Następnie model poddano odpowiednim modyfikacjom w celu przeprowadzenia rzetelnej analizy wytrzymałościowej w środowisku MES (Metody Elementów Skończonych). Obliczenia przeprowadzone zostały w kilku etapach z uwzględnieniem faktycznie występujących obciążeń oraz odpowiednich miejsc utwierdzenia protezy. Dodatkowo zadbano o jakość siatki elementów skończonych odpowiednio dobierając ich liczbę, kształt i typ opierając się na wartościach wskaźników jakości siatki.

## 2.1. Model 3D stopy protezowej

Obiektem rzeczywistym wykorzystanym do wykonania komputerowego modelu stopy protezowej była konstrukcja Trias 1C30<sup>®</sup> firmy Ottobock [3,4], która reprezentuje trzeci poziom mobilności zapewniający możliwość poruszania się z normalną prędkością w zróżnicowanym terenie, z uwzględnieniem przeszkód terenowych oraz tych występujących w miastach. W realizacji projektu wykorzystano oprogramowanie SolidWorks 2014 firmy Dassault Systèmes. Wymiary niezbędne do przygotowania cyfrowej geometrii pochodziły z gotowej, dostępnej w sprzedaży wersji protezy. Model składał się z podstawowych elementów konstrukcyjnych: podeszwy nazywanej przez producenta sprężyną bazową(3), podwójnej sprężyny śródstopnej(4), sprężyny piętowej(2), adaptera(1) oraz elementów montażowych(niewidoczne na rysunku 1a). Porównanie rzeczywistej stopy protezowej i jej modelu komputerowego przedstawiono na rysunku 1.



Rys. 1. Porównanie stopy protezowej 1C30 Trias (A) z jej komputerowym modelem 3D (B)

## 2.2. Przygotowanie modelu do analizy

Trójwymiarowy model stopy protezowej z założenia miał jak wiernie odzwierciedlać rzeczywistą konstrukcję. Przy takim podejściu zamodelowane zostały wszystkie jego elementy włącznie z częściami montażowymi. Niestety analiza z wykorzystaniem Metody Elementów Skończonych tak skomplikowanej geometrii nastęrcza wielu problemów i niejednokrotnie prowadzi do otrzymania błędnych rezultatów. Największe problemy stanowią gwinty śrub oraz otwory montażowe, które poprzez swój kształt generują ogromną liczbę elementów siatki, a nawet takie postępowanie nie daje gwarancji poprawności wyników. Ze względu na to zagadnienie oraz na fakt, iż celem pracy było zbadanie zachowanie się protezy jako całości postanowiono uprościć model i usunąć te fragmenty, które prowadziły do nieprawidłowości obliczeń (tj. płytki montażowej, zestawu śrub oraz podkładek). Z racji usunięcia tych fragmentów zmienił się również charakter połączenia elementów modelu stopy. Domyślnie kontakt w takiej sytuacji definiowany jest opcją *Bonded* (związany), która zakłada brak jakichkolwiek przemieszczeń na styku elementów. Po wielu próbach okazało się, że taka definicja kontaktu jest nieprawidłowa, a najbardziej wiarygodne wyniki uzyskano z wykorzystaniem opcji *No Separation* (bez przerwy). Taki typ połączenia zakłada, iż nie dojdzie do separacji elementów (powstania szczeliny), natomiast możliwe jest niewielkie przesunięcie jednego fragmentu względem drugiego.

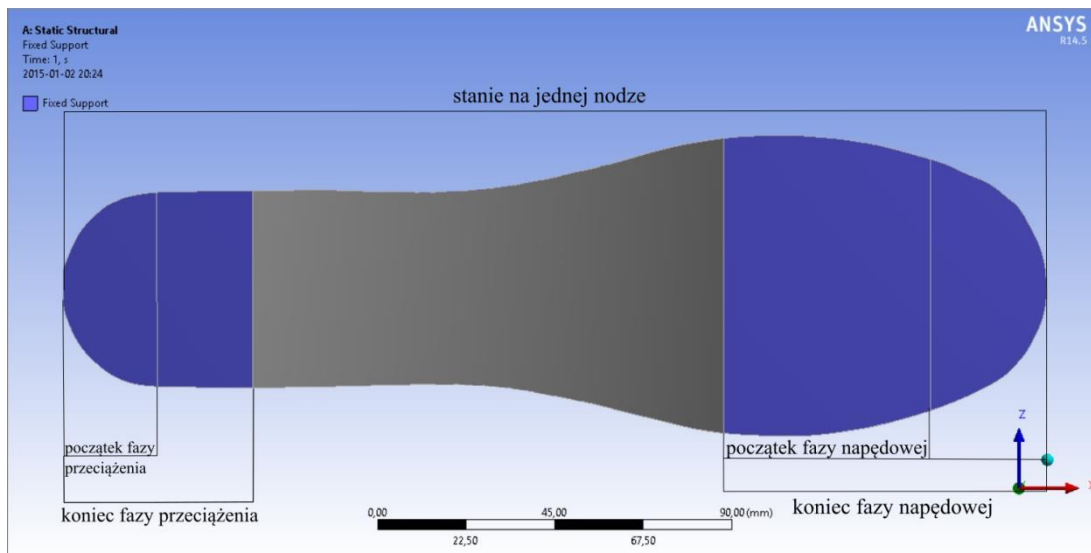


### 2.3. Analiza wytrzymałościowa MES

Zgodnie z założeniami głównym celem było zbadanie jak zachowa się stopa w poszczególnych fazach chodu, dlatego też ustalono i rozwiązano pięć osobnych zadań. Liczba ta odzwierciedla kluczowe momenty w trakcie jednego cyklu chodu. Podczas analizy ograniczono się do fazy podporowej, gdyż to podczas niej dochodzi do największych przeciążeń i jest ona najistotniejsza przy badaniu wytrzymałości stopy protezowej. Wspomniane zrealizowane zadania prezentują się następująco [2]:

- początek fazy przeciążenia, gdzie następuje częściowy kontakt części piętowej z podłożem;
- koniec fazy przeciążenia, pogłębienie kontaktu pięty z podłożem (większa powierzchnia styku);
- stanie na jednej nodze, podczas którego następuje równomierne rozłożenie ciężaru całego ciała, punkty podparcia występują zarówno w części piętowej jak i przedniej sprężyny bazowej;
- początek fazy napędowej, kontakt z podłożem ogranicza się do przedniej części sprężyny bazowej;
- końcowy etap fazy napędowej, gdzie powierzchnia podparcia jest jeszcze bardziej zmniejszona.

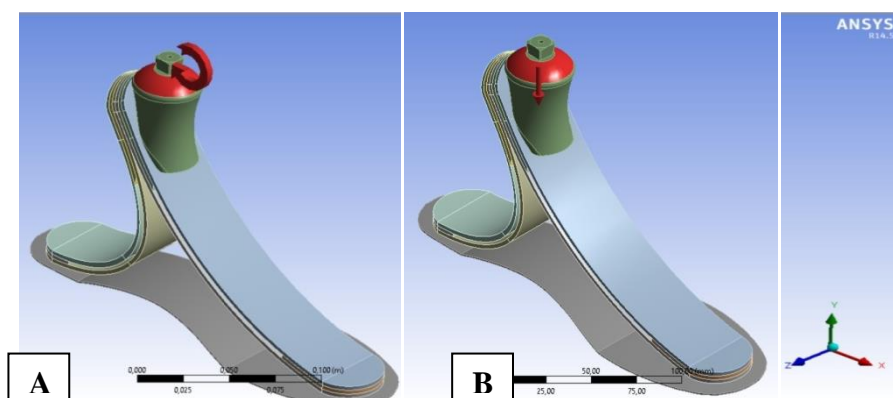
W programie ANSYS Workbench wykonano analizy wytrzymałościowe modelu stopy protezowej przyjmując założenia wstępne zgodne z podstawowymi pięcioma, kluczowymi fazami cyklu chodu. Analizie poddano rozkład pól naprężeń i odkształceń w modelu stopy dla adekwatnych warunków brzegowych [2]. Sposób utwierdzenia modelu w zależności od fazy chodu przedstawiono na rysunku 2. W każdym przypadku zastosowano utwierdzenie typu stałego.



Rys 2. Sposób utwierdzenia w zależności od fazy chodu

Dane do obliczeń poszczególnych zadań pochodziły ze źródeł literaturowych [2,3,4]. Przyjęto maksymalną dopuszczalną masę pacjenta, tj. 100 [kg]. Zaaplikowane obciążenia występowały w dwóch rodzajach: siły skupionej rozłożonej na powierzchnię oraz momentu działającego na ten sam obszar. Zgodnie z [5] uwzględniono ciężar stopy na poziomie 1,37 [%] ciężaru ciała (tu 13,4[N]). Finalna wartość obciążenia założona podczas badania przypadku stania na jednej nodze wynosi zatem 967,2 [N]. Wszystkie obciążenia przykładane są do kopyły adaptera, która odzwierciedla staw skokowy górny (Rysunek 3a). Oprócz prawidłowego zdefiniowania

parametrów analizy przeprowadzono również optymalizację siatki elementów skończonych. W zależności od zaawansowania geometrycznego poszczególnych części modelu zastosowano dwie metody zakładania siatki elementów skończonych: *MultiZone*, która generuje elementy sześciennie w miejscach, gdzie pozwala na to geometria modelu, a powstałe pustki wypełnia elementami pryzmatycznymi oraz *Tetrahedrons*, gdzie stosuje się elementy czworościenne generowane od wewnątrz do powierzchni modelu (algorytm *Path Independent*). Bez względu na przyjętą metodę wszystkie elementy posiadały węzły pośrednie (elementy drugiego rzędu). Liczba elementów skończonych uzyskana w oparciu o powyższe procedury wyniosła 155 958. Dowodem na słuszność przedstawionego podejścia są optymalne (na ile to możliwe) wartości czterech wskaźników jakości siatki (*Skewness*, *Aspect Ratio*, *Element Quality*, *Jacobian Ratio*). Konkretnie wartości wymienionych parametrów zaprezentowano w tabeli 1. Dzięki wykorzystaniu modelowania 3D oraz analizy MES można uzyskać niezbędne informacje o zachowaniu się elementów protetycznych w czasie pracy. Stałe materiałowe wykorzystane do analiz przedstawia tabela 2.



Rys. 3 Sposób obciążenia

Tabela 1. Wartości parametrów jakości siatki

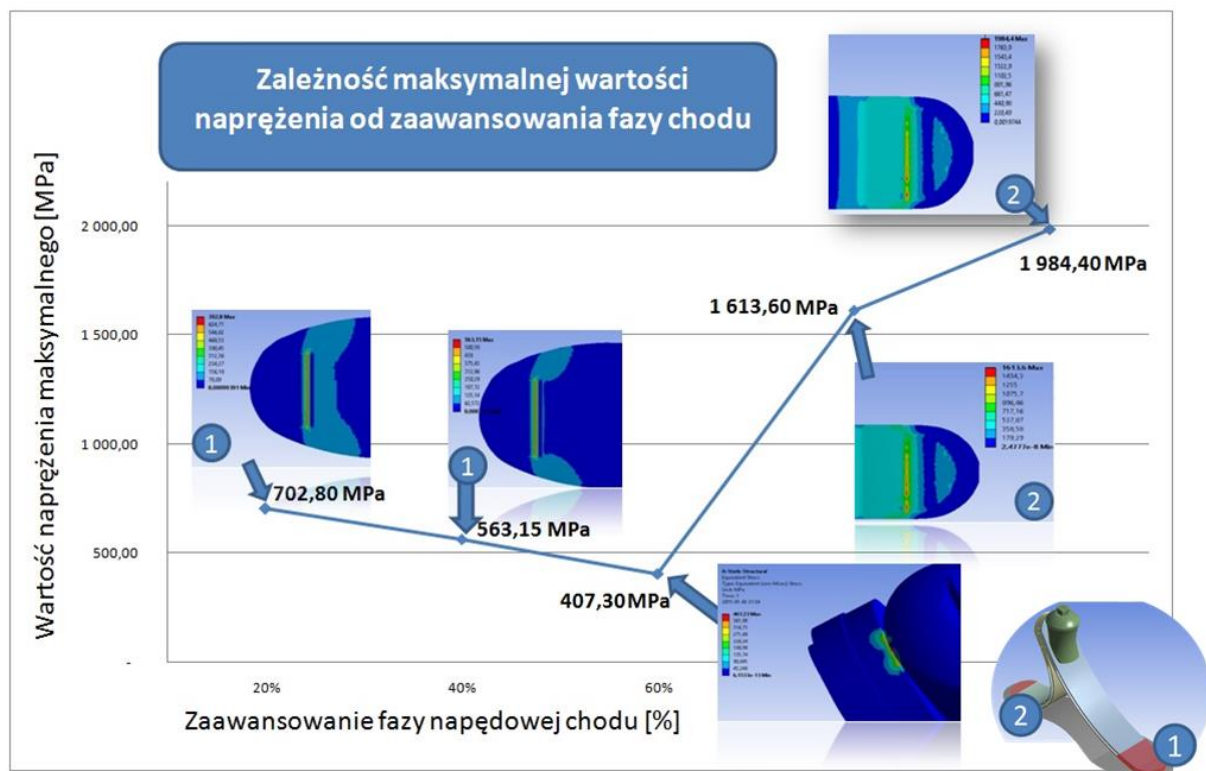
Parametr	Wartość max	Wartość min	Wartość średnia
<i>Skewness</i>	0,690	1,238	0,196
<i>Aspect Ratio</i>	33,961	1,001	1,919
<i>Element Quality</i>	0,999	5,683	0,836
<i>Jacobian Ratio</i>	11,083	1,000	1,018

Tabela 2. Wykaz stałych materiałowych użytych materiałów [1]

Materiał	Gęstość [g/cm <sup>3</sup> ]	Moduł Younga E [MPa]	Współczynnik Poissona $\nu$ [-]	Granica plastyczności $R_e$ [MPa]
Stal konstrukcyjna	7,85	200 000	0,30	250
Stop aluminium	2,77	71 000	0,33	280
Włókno węglowe	1,80	230 000	0,30	3900

### 3. WYNIKI

Maksymalne wartości uzyskanego naprężenia zredukowanego wg hipotezy H-M-H (Hubera-Misesa-Hencky'ego) dla wszystkich zadań zawarty się w przedziale 407÷1984 [MPa]. Miejsce występowania koncentracji wartości były zróżnicowane i ściśle zależne od zaawansowania cyklu chodu. Zależność maksymalnej wartości naprężenia od zaawansowania fazy chodu przedstawia wykres na rysunku 4. Zbiorcze zestawienie wyników prezentuje tabela 2.



Rys. 4 Rozkład pól naprężeń wg hipotezy H-M-H [MPa] w zależności od fazy chodu: (1) strefa przodostopia, (2) strefa piętowa

Tabela 3. Zbiorcze zestawienie wyników wartości maksymalnych naprężeń i odkształceń w poszczególnych fazach chodu wraz z lokalizacją miejsca występowania

Faza chodu	Maksymalne naprężenie [MPa]	Lokalizacja naprężenia	Maksymalne odkształcenie [-]	Lokalizacja odkształcenia
Początek przeciążenia	702,8	Sprężyna bazowa	0,0029	Sprężyna bazowa
Koniec przeciążenia	563,2	Sprężyna bazowa	0,0025	Sprężyna bazowa
Stanie na jednej nodze	407,2	Sprężyna śródstopna	0,0038	Adapter
Początek napędowej	1613,6	Sprężyna bazowa	0,0072	Sprężyna bazowa
Koniec napędowej	1984,4	Sprężyna bazowa	0,0089	Sprężyna bazowa

#### 4. WNIOSKI

Wśród najważniejszych wniosków z powyższych analiz należy wymienić, iż rozkład pól naprężeń oraz odkształceń i wartości maksymalne tych wielkości różnią się od siebie istotnie. Szacowane wartości naprężeń oscylują na granicy 2 [GPa], co jest wartością znaczącą w przypadku takiej konstrukcji jak stopa protezowa. Dlatego ważnym jest właściwe zaprojektowanie materiałów konstrukcyjnych (tu kompozyt węglowy).

Ze względu na zastosowanie uproszczenia w postaci usunięcia niektórych elementów montażowych, należy przeprowadzić weryfikację również z uwzględnieniem analizy elementów kontaktowych.

#### 5. LITERATURA

- [1] Kaczmar J.W., Mayer. P.: Właściwości i zastosowania włókien węglowych i szklanych, Tworzywa sztuczne i chemia, nr 6/2008

- [2] Tejszerska D. i inni: Biomechanika narządu ruchu człowieka, Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji, Radom 2011
- [3] Trias Product Information, Ottobock 2006
- [4] Winter, D.A.: The Biomechanics and Motor Control of Human Gait. Waterloo, University of Waterloo, Ontario 1987
- [5] Zaciorski W.,M.: Osnowysportiwnoymetrologii. Fizkulturalai Sport, Moskwa, 1979

## **THE INFLUENCE OF PHASE OF GAIT CYCLE ON STRESS DISTRIBUTION IN MODEL OF THE PROSTHETIC FEET**

**Abstract:** The paper presents the results of stress analysis simulation using FEA (Finite Element Method) model of the prosthetic foot. The analysis 3D models (three-dimensional) made using CAD systems (Computer Aided Design) taking into account different boundary conditions resulting from some phases of gait. The results of the analysis in the form of reduced stress distributions maps by HMM hypothesis (Huber-Mises-Hencky).

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

## **ANALIZA STANU NAPRĘŻEŃ W WYBRANYCH LEJACH PROTEZOWYCH KOŃCZYNY DOLNEJ Z WYKORZYSTANIEM METOD ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH**

**Streszczenie:** W pracy przedstawiono analizę porównawczą rozkładu nacisków w dwóch lejach protezowych kończyny dolnej o różnej budowie (KBM oraz PTS), różnej metodzie produkcji oraz materiałach użytych do ich konstrukcji. Analizę przeprowadzono o wyniki obliczeń z wykorzystaniem MES. Analizowano modele 3D uwzględniając nacisk pochodzący od kończyny w postawie statycznej (stanie na obu nogach).

**Słowa kluczowe:** biomechanika, leje protezowe, metoda elementów skończonych, modelowanie 3D

### 1. WSTĘP

Rozwój techniki oraz coraz większa liczba osób po amputacji kończyny dolnej spowodowały pojawienie się na rynku różnorodnych typów lejów protezowych. Zły kształt leja powoduje nieprawidłowy rozkład nacisków sił działających od kikuta. Konsekwencją tego są otarcia, rany a przede wszystkim ból. W pracy poruszono problematykę związaną z projektowaniem lejów oraz zależność naprężeń od kształtów leja, a także od materiałów z jakich są one wykonywane.

### 2. OPIS PRZEPROWADZONYCH BADAŃ

Badania składały się z kilku etapów. Pierwszym z nich było generowanie modelu numerycznego leja protezowego. Za pomocą nowoczesnej techniki skanowania laserowego (skaner światła białego Artec EVA) oraz programu Geomagic Studio odtworzono model numeryczny obiektu rzeczywistego. Podjęto próbę analizy dwóch typów lejów protezowych: KBM (niem. *Kondylen Bettung Münster*) oraz PTS (franc. *Prothèse Tibiale Supracondylienne*). Rozróżniono je również ze względu na metodę wytwarzania oraz materiał z jakiego zostały one wykonane. Leje dedykowane były dla konkretnej osoby, różniły się grubością ścianek oraz wielkością (Tabela 1). Wykorzystane leje to leje podudzia stosowane po amputacji kończyny dolnej. Różnią się przede wszystkim sposobem zawieszenia na kikucie kończyny dolnej. Odmienny typ zawieszenia wpływa na rozkład nacisków pochodzących od kikuta.

**Tabela 1. Leje poddane analizie numerycznej**

Typ konstrukcji	Metoda produkcji	Masa ciała pacjenta [kg]	Wzrost pacjenta [cm]	Grubość ścianki [mm]
PTS	Drukowanie 3D	60	160	7
PTS	Odlewanie	80	170	4
KBM	Odlewanie	60	160	4

Kolejnym etapem były badania doświadczalne celem uzyskania stałych materiałowych wykorzystanych w obliczeniach numerycznych. W związku z tym przeprowadzono statyczną próbę rozciągania i zginania próbek materiałów, z jakich wytwarza się współczesne leje. Przebadano cztery różne typy materiałów: materiał stosowany w tradycyjnej metodzie wytwarzania lejów (laminat z żywicy epoksydowej oraz włókien szklanych) oraz trzy materiały stosowane w metodzie drukowania 3D lejów protezowych (Ultrat, ABS oraz ABS gorszej jakości). Następnie po numerycznej analizie wytrzymałościowej w oparciu o wyznaczone przemieszczenia, a także naprężenia dokonano porównania lejów protezowych.

### 3. WYNIKI BADAŃ

#### 3.1. Wyniki otrzymane z badań doświadczalnych

Na drodze statycznych badań wytrzymałościowych w próbie rozciągania i zginania określono charakter próbek, rodzaj zniekształcenia próbek oraz wyznaczono moduł Younga potrzebny do obliczeń numerycznych. Badaniom poddano trzy rodzaje materiałów, dodatkowo rozróżniając kierunki ułożenia włókien. Grupę pierwszą stanowiły próbki wykonane z laminatu przygotowanego tradycyjną metodą formowania lejów. Zostały one wycięte z lejów. Natomiast grupa druga i trzecia to materiał Ultrat firmy Zortax, z którego formuje się leje na drodze drukowania 3D. W grupie 2 włókna ułożone były wzdłuż osi długiej próbek, a w grupie 3 poprzecznie do kierunku osi długiej. Grupa 4÷7 stanowił materiał ABS firmy Zortax. Jest to materiał z grupy tworzyw termoplastycznych. Natomiast został on zróżnicowany na gorszej oraz lepszej jakości (ze względu na źródło jego pochodzenia) i podobnie jak Ultrat na ułożenie.

Celem wyznaczenia stałej materiałowej modułu Younga (E) potrzebnego do analizy MES wykonano statyczną próbę rozciągania. Badania dokonano na maszynie wytrzymałościowej MTS Insight50. Długość bazy pomiarowej wynosiła 100 [mm], prędkość rozciągania 50 [mm/min]. Badanie prowadzono w temperaturze pokojowej 23°C (296 K). W tabeli 2. przedstawiono maksymalne wartości wydłużenia dla poszczególnych próbek oraz maksymalne siły, które nie powodowały przewężenia lub doprowadziły do zerwania próbki, a także obliczone w sposób analityczny wartości modułu Younga.

**Tabela 2. Wyniki statycznej próby rozciągania**

Grupa	Wydłużenie max [mm]	Siła [N]	Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]	Moduł Younga [MPa]
1	0,071±0,033	950,994±284,778	27,365	530,110±105,920
2	0,055±0,012	904,544±376,824	30,152	609,887±113,000
3	0,083±0,044	292,857±543,285	9,762	558,915±361,560
4	0,083±0,053	865,259±197,443	28,842	419,821±47,240
5	0,092±0,200	332,932±349,073	11,100	684,717±307,030
6	0,091±0,038	604,923±420,815	20,164	682,559±94,230
7	0,065±0,039	157,463±299,844	5,249	723,642±72,790

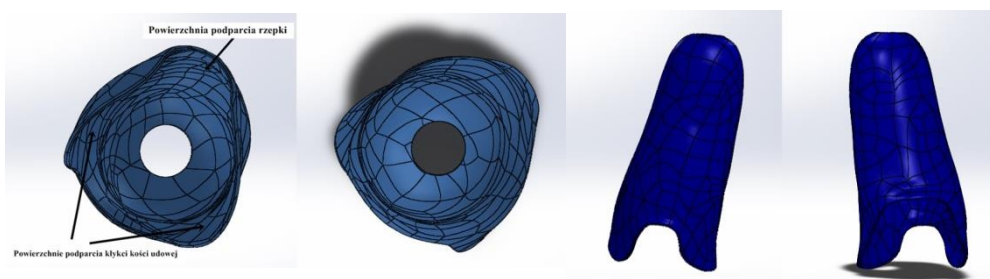
Badanie zginania próbek przeprowadzono na maszynie wytrzymałościowej MTS Insight50. Długość bazy pomiarowej wynosiła 70 [mm]. Maksymalną siłę przyjęto w granicach 200 [N], prędkość zginania 50 [mm/min], badania przeprowadzono w temperaturze pokojowej 23°C (296 K). W tabeli 3 przedstawione zostało zbiorcze zestawienie wyników statycznej próby zginania.

Tabela 3. Wyniki statycznej próby zginania

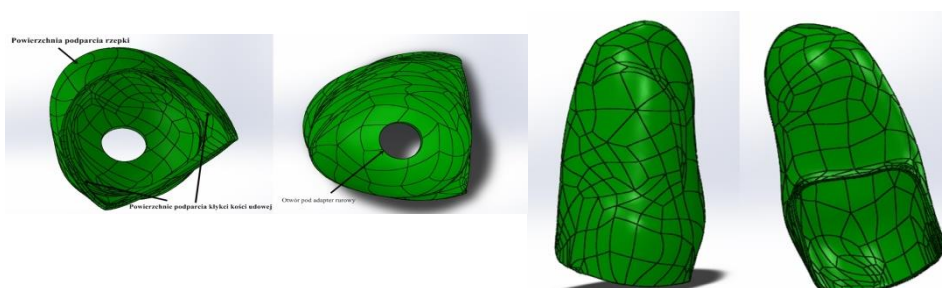
Grupa	$\sigma$ [MPa]	Wartość max i min wytrzymałości na zginanie [MPa]	Charakter złomu
1	259,24	238,69÷271,93	Próbka nie uległa zniszczeniu
2	210,00	157,50÷213,50	Próbka nie uległa zniszczeniu
3	157,50	150,50÷192,50	Kruchy
4	171,50	122,50÷175,50	Próbka nie uległa zniszczeniu
5	112,00	101,50÷136,50	Kruchy
6	129,50	112,00÷136,50	Próbka nie uległa zniszczeniu
7	105,00	98,00÷112.,71	Kruchy

### 3.2. Modele numeryczne wybranych typów lejów

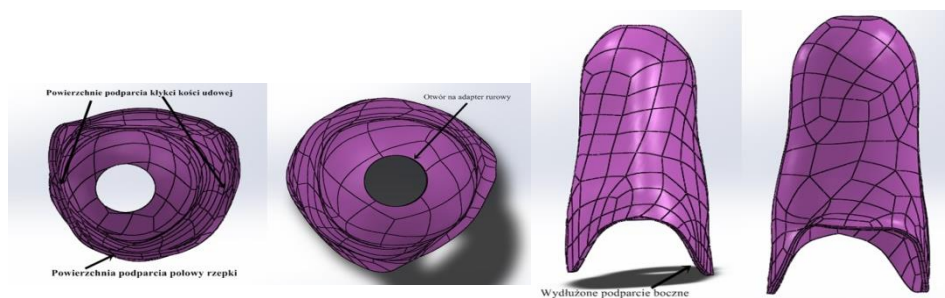
Modele numeryczne wybranych typów lejów protezowych zostały utworzone przy pomocy skanera światła białego firmy Artec EVA. Na leje nałożono markery na następnie dokonano skanowania. Przy pomocy specjalnego oprogramowania Artec Studio 9 została przesłana chmura punktów, którą po wstępnej obróbce w programie Geomagic Studio 2013 i zmianie formatu plików na \*.igs przeniesiono do programu SolidWorks. Dokładność odwzorowania wynosiła 1:1 z granicą błędu numerycznego  $\pm 1$  [mm]. Rysunki 1÷3 przedstawiają modele otrzymane w programie SolidWorks.



Rys. 1. Lej typu PTS (drukowany 3D)



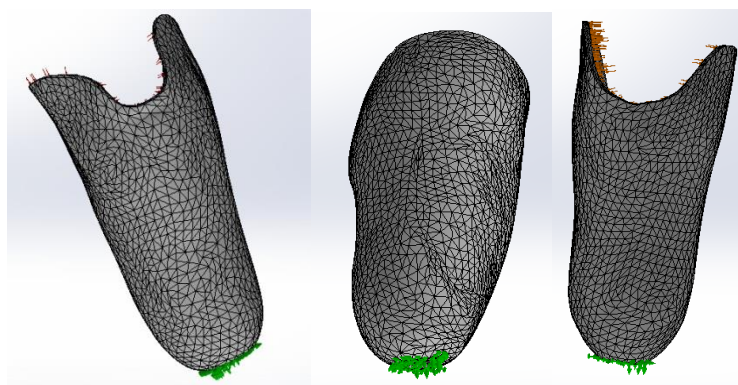
Rys. 2. Lej typu PTS



Rys. 3. Lej typu KBM

### 3.3. Wyniki analizy MES

Na modelach lejów protetycznych przeprowadzono wytrzymałościową analizę statyczną. W celu przygotowania modeli geometrycznych do analizy zdefiniowano właściwości materiałowe ( $E, \nu$ ) oraz wykonano dyskretyzację modeli (zdefiniowano siatkę elementów skończonych). Współczynnik Poissona przyjęto  $\nu=0,3$  dla wszystkich modeli. Dla nowo utworzonych materiałów Ultartu oraz laminatu przyjęto, że są to materiały liniowe sprężyste izotropowe. Moduł Younga zdefiniowano zgodnie z wartościami uzyskanymi w badaniach doświadczalnych. Dla leja wydrukowanego na drukarce 3D (materiał: Ultrat) wykonano siatkę elementów skończonych o rozmiarze elementu 0,04 mm o wysokiej jakości (liczba elementów: 10633, liczba węzłów: 21234). Dla leja o typie PTS wykonanego metodą tradycyjną siatka elementów skończonych składała się z elementów o rozmiarach 0,041 mm o wysokiej jakości (liczba elementów: 11131, liczba węzłów: 22147), natomiast dla leja o typie KBM elementy miały rozmiar 0,03 mm o wysokiej jakości (liczba elementów: 10324, liczba węzłów: 20483). Na rysunku 4 przedstawiono widok siatki MESH w poszczególnych lejach.



Rys. 4. Widok siatki MESH w poszczególnych lejach; od lewej: lej typu PTS (drukowany 3D), lej typu PTS, lej KBM

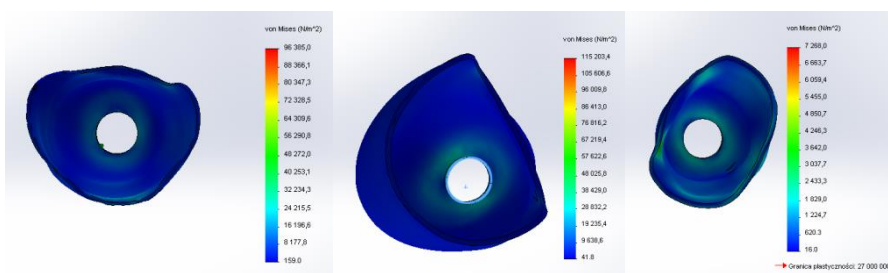
Kolejnym etapem analizy jest założenie obciążenia oraz utwierdzenie modelu. Oba modele utwierdzono w ich dolnej części, w miejscu, gdzie adapter rurowy łączy się z powierzchnią lejka. Zastosowano utwierdzenie pełne we wszystkich płaszczyznach. Modele obciążono ciśnieniem naciskającym na strukturę lejka od wewnątrz równomiernie – odzwierciedla to nacisk jaki wywołuje kikut na lej protezowy. Wartości ciśnień pochodzą od siły ciężkości adekwatnej do ciężaru ciała pacjentów. Założono statyczną postawę ciała – stanie na obu kończynach. Lej PTS (drukowany 3D) oraz lej KBM pochodzą od osób ważących 60 kg, natomiast lej PTS (wykonany tradycyjną metodą odlewania) pochodził od osoby o wadze 80 kg. Jako ostatni etap przeprowadzono w programie SolidWorks analizę przemieszczenia, odkształcenia względnego i naprężenia dla poszczególnych typów lejów protezowych. Tabela 4 przedstawia zbiorcze wyniki wszystkich przeprowadzonych analiz



wytrzymałościowych. Na rysunku 5 przedstawiono rozkłady naprężeń dla poszczególnych lejów.

Tabela 3.3. Wartości maksymalne przemieszczeń, odkształceń i naprężeń

Rodzaj leja	Wartość max. przemieszczenia [mm]	Wartość max. odkształcenia	Wartość max. naprężenia [MPa]
PTS (druk 3D)	0,00936	0,00001651	0,096385
PTS	0,02281	0,00004668	0,115203
KBM	0,00364	0,00000610	0,007269



Rys. 5. Rozkład naprężeń dla poszczególnych lejów od lewej: PTS (drukowany 3D), PTS i KBM

#### 4. WNIOSKI

Dla leja o typie budowy KBM rozkład ciśnienia jest równomiernie rozłożony, co przełożyło się na niską wartość maksymalnego naprężenia zredukowanego. Lej o typie budowy KBM uzyskał niższe wartości odkształceń oraz naprężeń zredukowanych (około 85% niższe odkształcenia i naprężenia niż w leju PTS wyprodukowanego tą samą metodą i z tego samego materiału). Również przemieszczenia w tym leju były najniższe ze wszystkich trzech lejów. Jednak w leju KBM pojawiły się powierzchnie wrażliwe na nacisk, co może być spowodowane wydłużeniem zewnętrznej powierzchni bocznej (powierzchnia została wydłużona w celu poprawy stabilności leja podczas chodzenia dla konkretnego pacjenta). Leje PTS posiadały mniejszą powierzchnię obciążenia ciśnieniem o podobnej wartości do leja KBM, co również mogło mieć wpływ na wyniki badań.

#### LITERATURA

- [1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska Zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997
- [2] Myśliborski T.: Zaopatrzenie ortopedyczne (protetyka i ortotyka). Wyd. PZWL, Warszawa, 1985.

## ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION IN SELECTED PROSTHETIC SOCKETS LOWER LIMB WITH USING FINITE ELEMENT METHODS

**Abstract:** The aim of this study was to show the comparative analysis of pressure distribution in two different kinds of lower limbs' prosthetic sockets (with different construction, method of creation and materials). The

---

analysis was based on the appointed displacements and strains in different prosthetic sockets. The results shows that the choice of material affected on strength and mechanical properties of the prosthetic socket. The type of a construction of socked have an influence on pressure distribution.

**Karolina BURZYŃSKA**, Katedra Inżynierii Biomedycznej, Mechatroniki i Teorii Mechanizmów, Politechnika Wroclawska, Wrocław

**Anna NIKODEM**, Katedra Inżynierii Biomedycznej, Mechatroniki i Teorii Mechanizmów, Politechnika Wroclawska, Wrocław

**Jakub SŁOWIŃSKI**, Katedra Mechaniki i Inżynierii Materiałowej, Politechnika Wroclawska, Wrocław

**Jarosław FILIPIAK**, Katedra Inżynierii Biomedycznej, Mechatroniki i Teorii Mechanizmów, Politechnika Wroclawska, Wrocław

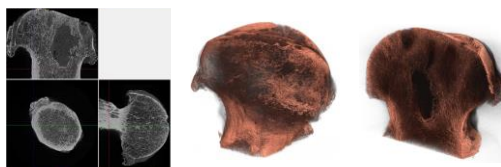
## **ANALIZA ZMIAN STRUKTURY I GĘSTOŚCI KOŚCI GĄBCZASTEJ W NASADZIE BLIŻSZEJ KOŚCI UDOWEJ ZMIENIONEJ ZWYRODNIENIOWO**

**Streszczenie:** Zmiany geometrii kości spowodowane rozwojem osteoartrozy (OA) dotyczą coraz szerszej populacji. Skomplikowany przebieg choroby wymaga prowadzenia dokładniejszych badań mechanizmów powstawania choroby. W pracy przeprowadzono analizę numeryczną przebudowy tkanki gąbczastej kości udowej według dwóch modeli przebudowy (model Tsuboty oraz model Cartera) w zależności od stadium rozwoju choroby zwyrodnieniowej. Pokazano wpływ zmian geometrii nasady na rozkład beleczek kostnych w chorobie zwyrodnieniowej.

**Słowa kluczowe:** osteoartroza, remodeling, model Tsuboty, model Cartera

### 1. WSTĘP

Osteoartroza (OA) nazywana również chorobą zwyrodnieniową stawów powstaje w wyniku powiązanych ze sobą czynników biologicznych, chemicznych oraz mechanicznych, dlatego też określenie mechanizmów powstawania choroby staje się trudne. Destabilizacji ulegają procesy regulujące odżywianie chrząstki stawowej oraz odbudowę tkanki kostnej. Według Keuttnera i Goldberga [4] OA zdefiniowano jako zespół objawów chorobowych o zróżnicowanej, nie do końca poznanej etiologii, obserwowanych w całym stawie, obejmujących wszystkie współtworzące go tkanki. Przypuszcza się, że czynnikami inicjującymi rozwój choroby mogą być m.in.: wiek, masa ciała, przebyte urazy stawów, stopień aktywności ruchowej, płeć, uwarunkowania genetyczne, czynniki metaboliczne wynikające z urazów mechanicznych [4]. Podział OA zaproponowany przez Outerbridge wyróżnia cztery etapy rozwoju choroby. Początkowo w obrębie chrząstki stawowej dochodzi do rozmięknienia, stopniowego pęknięcia poszczególnych warstw tkanki chrzęstnej. Odsłonięcie powierzchni kostnej jest związane z zaawansowanym stopniem choroby i jest konsekwencją całkowitego zaniku uszkodzonej chrząstki [3]. Postępujący zanik tkanki chrzęstnej powoduje zmianę wartości sił działających w stawie oraz zmianę geometrii kości (Rys.1.) [5]. Zmiany zwyrodnieniowe widoczne są nie tylko w skali makro, ale również na poziomie molekularnym i komórkowym np. zmiana stopnia mineralizacji tkanki kostnej [1].



**Rys. 1. Przykładowa rekonstrukcja kości udowej pacjenta w III stadium OA uzyskane z użyciem microCT 1172 SkyScan, Bruker®**

W praktyce klinicznej wykorzystywane są skale, służące do określenia stopnia zaawansowania zmian chorobowych w obrębie stawu, bazujące na obrazach radiologicznych: jedną z nich jest honorowana przez WHO pięciostopniowa skala Kellgren-Lawrence [6] i WOMAC® Index. Wykorzystywane klinicznie skale, bazują na zmianach struktury wewnętrznej tkanki kostnej gąbczastej oraz geometrii zewnętrznej tkanki korowej, dlatego głównym celem pracy jest ocena wpływu zmian geometrii głowy kości udowej w obrębie nasady bliższej, wynikających ze stopnia rozwoju OA, na strukturę i gęstość kości gąbczastej. Badania przeprowadzono z użyciem opracowanej iteracyjnej procedury symulacyjnej procesów przebudowy zachodzących w tkance kostnej gąbczastej. Zagadnienie analizowano na drodze syntezy wyników dwóch niezależnych iteracyjnych modeli przebudowy tkanki kostnej gąbczastej: modelu Tsuboty i modelu Cartera.

## 2. MATERIAŁ I METODA

Bazując na zdjęciach RTG, zgodnie z przyjętą klasyfikacją Kellgren-Lawrence, opracowano 5 płaskich modeli odwzorowujących geometrię kości udowej w kolejnych stadiach rozwoju choroby zwyrodnieniowej: model kości prawidłowej (st0), 3 stadia pośrednie (st1-st3) oraz model deformacji kości udowej na etapie czwartego stopnia rozwoju OA (st4). W modelach odwzorowano głowę, szyjkę, krętarz większy, krętarz mniejszy oraz fragment trzonu kości udowej. Szyjka z trzonem tworzą tzw. kąt CCD (kąt szyjkowo-trzonowy), którego średnia wartość u zdrowego człowieka wynosi  $130^\circ$  [5]. W kolejnych stadiach OA zmienia się wartość kąta CCD, co niewątpliwie wpływa na stan obciążenia w nasadzie. Wartości kąta szyjkowo-trzonowego dla poszczególnych etapów rozwoju choroby wynosi odpowiednio: st0- $134^\circ$ , st1-  $132^\circ$ , st2-  $129^\circ$ , st3- $126^\circ$ , st4- $124^\circ$ .

Postawiony problem badawczy zrealizowano na podstawie analizy wyników symulacji zmian koncentracji i kierunku beleczek kostnych na podstawie modelu Tsuboty oraz rozkładu gęstości tkanki kostnej na podstawie modelu Cartera.

Zdjęcia RTG



Model geometryczny

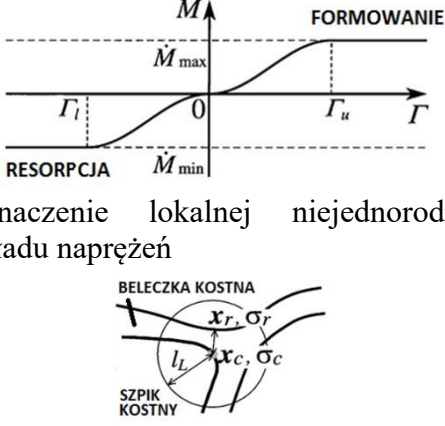
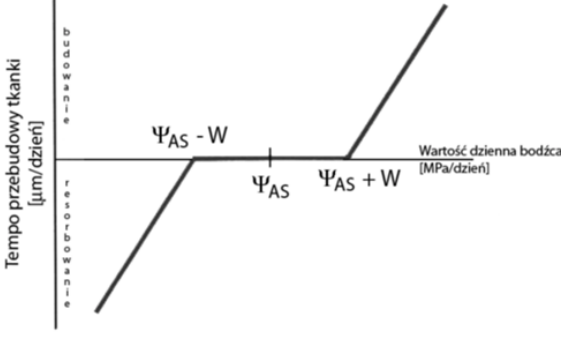


**Rys. 2. Przykładowe zdjęcia RTG kości udowej pacjentów w różnym stopniu OA: (a) st1, (b) st2, (c) st3 i (d) st4, na podstawie których powstały modele geometryczne poszczególnych stadiów**

Model Tsuboty jest modelem symulującym przebudowę tkanki kostnej, bazującym na wartościach naprężeń, jakie powstają na powierzchni beleczek kostnych struktury gąbczastej kości. Istotą modelu jest wyznaczenie bodźca przebudowy ( $\Gamma$ ) [7]. W zależności od jego wartości, w środowisku biologicznym dochodzi do procesów kościotwórczych lub kościogubnych. Wartość bodźca  $\Gamma$ , w punkcie  $x_c$  leżącym na powierzchni tkanki kostnej

gąbczastej, jest wyznaczana na podstawie wartości naprężeń  $\sigma_d$  powstałych w pewnej odległości  $l_L$ . Punktem znajdującym się najbliższym punktu  $x_c$  przypisywany jest większy współczynnik wagowy w podczas obliczania bodźca  $\Gamma$  (Tabela 1.).

Tabela 1. Opis modelu Tsuboty oraz modelu Cartera

Model Tsuboty [8]	Model Cartera [3]
<p>Zależność procesów formujących tkankę kostną od wartości bodźca przebudowy</p>  <p>Wyznaczenie lokalnej niejednorodności rozkładu naprężeń</p>	<p>Tempo przebudowy tkanki kostnej w zależności od wartości bodźca przebudowy według modelu Cartera</p> 
<p>Wartość bodźca przebudowy</p> $T = \ln \frac{\sigma_c}{\sigma_d} \Gamma = \ln \frac{\sigma_c}{\sigma_d}$ <p>Suma naprężeń wszystkich punktów otaczających analizowany punkt</p> $\sigma_d = \frac{\int_S w(l) \sigma_r dS}{\int_S w(l) dS}$ <p>Współczynnik wagowy</p> $w(l) = \begin{cases} 1 - \frac{l}{l_L} & , 0 < l < l_L \\ 0 & , l_L \leq l \end{cases}$	<p>Energia odkształcenia:</p> $U_0 = \frac{1}{2} * (\sum_i \sigma_i \varepsilon_i)$ <p>Gęstość energii odkształcenia:</p> $U = \frac{U_0}{\rho}$ <p>Naprężenia główne dla elementu skończonego modelu:</p> $\sigma_i = \sqrt{2 * E * U}$ <p>Bodziec mechaniczny przebudowy:</p> $\Psi_b = (\sum_i n_i \sigma_i^m)^{\frac{1}{m}}$

$S$  – powierzchnia aktywna,  $l$  – odległość pomiędzy punktem  $x_c$  oraz  $x_r$ ,  $\sigma_r$  – wartość naprężenia w punkcie  $x_r$ ,  $l_L$  – promień analizowanego obszaru,  $\sigma_d$  – suma naprężeń wszystkich punktów otaczających analizowany punkt,  $\sigma_c$  – wartość naprężenia w analizowanym punkcie,  $\sigma_i$  – wartość naprężeń głównych dla każdego elementu modelu,  $\varepsilon_i$  – wartość odkształceń głównych dla każdego elementu modelu,  $\rho$  – gęstość tkanki kostnej,  $U$  – wartość gęstości energii sprężystej odkształcenia,  $E$  – wartość modułu Younga dla danego element,  $i$  – kolejny przypadek obciążenia,  $n$  – ilość cykli dla  $i$ -tego przypadku obciążenia,  $m$  – współczynnik wyznaczany doświadczalnie

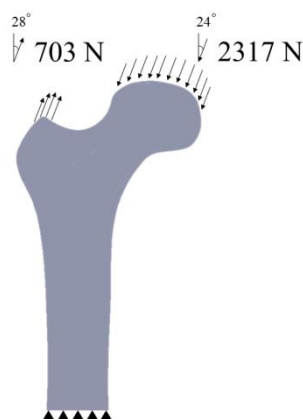
Model Tsuboty uwzględnia dwa materiały (materiał 1 – opisuje tkankę kostną ( $E=20400$  MPa,  $\nu=0.3$ ), materiał 2 – opisuje szpik ( $E=1$  MPa,  $\nu=0.3$ )). Model ten oparty jest na koncepcji mikrobudowy tkanki kostnej zbitej i gąbczastej. W zakresie makrostruktury tkanka zbita i gąbczasta różnią się znacznie właściwościami mechanicznymi, jednak już na poziomie mikrostrukturalnym pojedyncza beleczka kostna tkanki gąbczastej charakteryzuje się właściwościami mechanicznymi zbliżonymi do osteonu tkanki zbitej [1].

Model Cartera opisuje zjawisko adaptacji funkcjonalnej tkanki kostnej w zależności od wartości bodźca mechanicznego powiązanego z gęstością energii odkształcenia. W modelu Cartera zakłada się, tak jak w biologicznym procesie przebudowy, że występuje przedział, w którym, gdy występują niewielkie wartości zmian obciążenia, proces adaptacji tkanki kostnej nie będzie miał miejsca („strefa martwa”). Po przekroczeniu górnej granicy tej strefy

następuje odbudowa tkanki kostnej, natomiast po przekroczeniu dolnej granicy – resorpcja kości [2].

W obu modelach zastosowano taką samą geometrię (nasada bliższa z fragmentem trzonu) oraz warunki brzegowe. W modelu Tsuboty użyto elementu typu PLANE42 (czterowzłowy element płaski (2D)). Utworzona siatka była regularna, zastosowano siatkę typu mapped z elementami o rozmiarze 0.28 mm. W modelu Cartera posłużono się elementami innego typu, SHELL63 (element typu powłokowego, o szczęściu stopniach swobody w każdym węźle). Wygenerowano siatkę typu mapped o rozmiarze elementów 0.6-1 mm.

W obu przypadkach podparcie zrealizowano w ten sposób, że węzłom leżącym na krawędzi trzonu odebrano wszystkie stopnie swobody. Obciążenie w postaci sił węzłowych przyłożone zostało do górnej krawędzi głowy kości udowej oraz do szczytu krętarza większego. Obciążenia zadane w kolejnych etapach rozwoju OA przyjęto wartości charakterystyczne dla sytuacji stania na jednej nodze [7]. Obliczenia przeprowadzono w środowisku ANSYS 11.



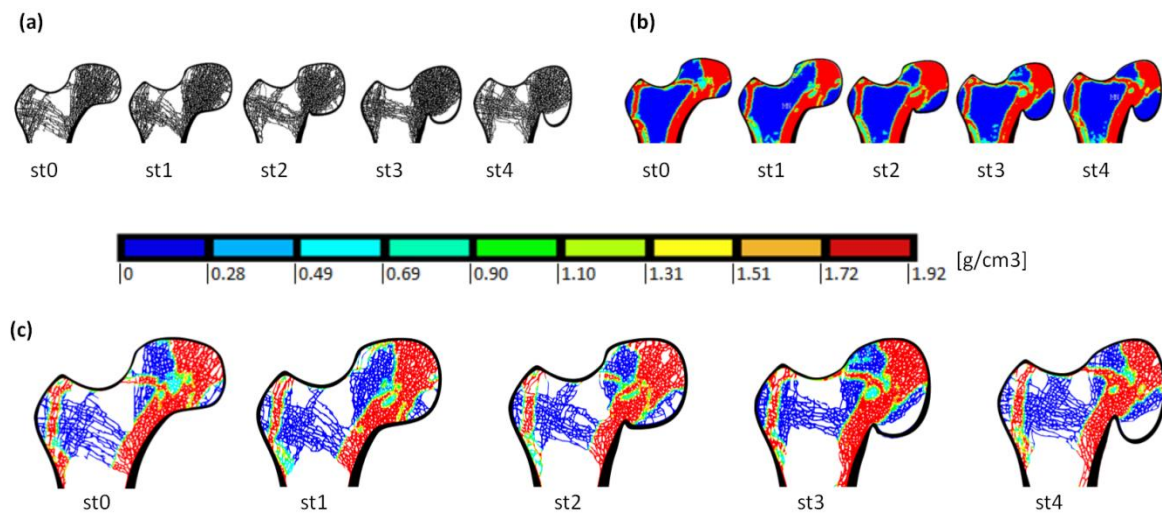
Rys. 3. Schemat obciążenia modelu podczas stania na jednej nodze

### 3. WYNIKI

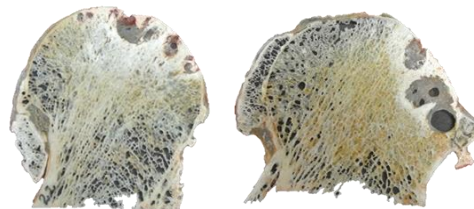
Obliczenia zrealizowane dla modelu Cartera pozwoliły na opracowanie map konturowych przedstawiających rozkład gęstości tkanki kostnej w obszarze nasady bliższej kości udowej (Rys.4b). Wyniki iteracyjnej symulacji według modelu Tsuboty pozwoliły na wyznaczenie koncentracji beleczek kostnych i ich ukierunkowania (Rys.4a). Na podstawie dwóch zestawów danych wykonano złożenie uzyskanych wyników (Rys.4c).

Analizując uzyskane w poszczególnych etapach OA rozkłady gęstości tkanki kostnej, można zaobserwować tendencję formowania się struktury o gęstości typowej dla tkanki zbitiej, szczególnie w rejonie łuku Adamsa. Widać także zagęszczenie tkanki w obszarze głowy kości udowej, co jest efektem tworzenia się struktury przystosowanej do przenoszenia obciążeń w zmienionej geometrycznie głowie kości udowej. We wszystkich modelach odwzorowujących kolejne stadia OA uzyskane wyniki wskazują na tworzenie struktur nośnych. Istotny wpływ na procesy przebudowy, szczególnie w obrębie dolnej części głowy kości, ma wartość kąta CCD. Obszar ten został praktycznie wykluczony z pełnienia funkcji przenoszenia obciążeń, przez co struktura gąbczasta uległa bardzo silnemu rozrzedzeniu (st3,st4, Rys.4c). W kolejnych stadiach rozwoju OA zaobserwowano dodatkowo ogniska podpowierzchniowego rozrzedzenia struktury beleczek kostnych (st2-st4, Rys.4c). Ten fakt związany jest z późniejszym powstawaniem cyst. W efekcie uszkodzenia tkanki chrzęstnej dochodzi do odsłonięcia kości korowej i powstania mikropęknięć w jej obrębie. Przez te mikropęknięcia dochodzi do penetracji płynu synowialnego, który oddziałując na rozrzedzoną tkankę gąbczastą generuje powstawanie cyst podchrzęstnych

charakterystycznych dla końcowych etapów OA. Opisane obserwacje znajdują potwierdzenie również w przeprowadzonych badaniach histologicznych (Rys.5).



**Rys. 4. Przebudowa tkanki kostnej gąbczastej według modelu Tsuboty (a) oraz modelu Cartera (b). Rozkład gęstości i struktury tkanki kostnej gąbczastej w kolejnych stadiach OA (c)**



**Rys. 5. Przykładowe przekroje, w płaszczyźnie czołowej, nasad bliższych kości udowych pochodzące od pacjentów w III (po lewej) i IV (po prawej) stadium OA**

#### 4. DYSKUSJA

W niniejszej pracy zaprezentowano wyniki badań numerycznych mających na celu analizę rozkładów beleczek kostnych oraz ich gęstości w poszczególnych etapach choroby zwyrodnieniowej. Badania prowadzono dla modeli Tsuboty oraz Cartera. Analizując przebieg procesu przebudowy tkanki kostnej w nasadach kości udowej w kolejnych stopniach choroby zwyrodnieniowej można zaobserwować zanik struktur kostnych w części szczytowej krętarza większego, szczególnie w st3 etapie choroby zwyrodnieniowej. Struktury beleczek kostnych w głowie kości udowej ulegają stopniowemu ukierunkowaniu, w szczególności beleczki położone bezpośrednio w warstwie podchrzęstnej ulegają wydłużeniu i przyjmują ułożenie promieniowe. W części centralnej ukierunkowanie struktur nie jest tak wyraźne. Beleczki kostne w rejonie krętarza mniejszego, ulegają również przeorientowaniu. Jest to związane ze zmianą geometrii nasady oraz kąta CCD.

Należy zaznaczyć, że powyższe modele mają charakter jakościowy i przedstawiają jedynie ogólne tendencje dla wyizolowanego przypadku obciążenia oraz nie odzwierciedlają szczegółowo zmian związanych z demineralizacją tkanki, zachodzących w trakcie procesów osteoartrotycznych, które należałoby uwzględnić w dalszych etapach badań.

Podziękowania:

Niniejsza praca została sfinansowana przez Narodowe Centrum Nauki (grant nr N N518 505139).

## LITERATURA

- [1] An YH, Draughn RA.: Mechanical testing of bone and bone-implant interface, CRC Press LLC, 2000
- [2] Beaupré GS, Orr TE, Carter DR.: An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application: a preliminary remodeling simulation, *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 8, 1990, p. 651-661
- [3] Carnes J, Stannus O, Cicuttini F, Ding C, Jones G.: Knee cartilage defects in a sample of older adults: natural history, clinical significance and factors influencing change over 2.9 years. *Osteoarthritis and Cartilage*, vol. 20(12), 2012, p.1541-1547
- [4] Nikodem A, Ścigała K.: Biomechanics of Physiological and Pathological Bone Structures, Principles of Osteoarthritis- Its Definition, Character, Derivation and Modality-Related Recognition, Bruce M. Rothschild (Ed.), InTech, 2012, ISBN: 978-953-51-0063-8
- [5] Pauwels F.: Theoretical Foundation, Technique and Results of Treatment, *Biomechanics of the Normal and Diseased Hip*, Springer-Verlag, New York, 1976, ISBN:0-3870-74257
- [6] Schiphof D, de Klerk BM, Koes BW, Bierma-Zeinstra S.: Good reliability, questionable validity of 25 different classification criteria of knee osteoarthritis: a systematic appraisal, *Journal of Clinical Epidemiology*, vol. 61(12), 2008, p. 1205-1215
- [7] Tsubota K, Adachi T.: Spatial and temporal regulation of cancellous bone structure, *Medical Engineering & Physics*, vol. 27(4), 2005, p. 305-311

## **ANALYSIS OF CHANGES IN TRABECULAR STRUCTURE AND DENSITY OF FEMUR PROXIMAL EPIPHYSIS OF OSTEOARTHRITIS**

**Abstract:** Changes in bone geometry caused by development of osteoarthritis (OA) affect more and more people. The complicated course of the disease necessitates a closer studies of mechanisms of the disease. In the paper numerical analysis of remodeling of femur spongy tissue was carried out. Two models of reconstruction were used (Tsubota model and Carter model) depending on the stage of development of osteoarthritis. Impact of changes in geometry of epiphysis on the distribution of trabecular bone in osteoarthritis were analyzed.



**Piotr DEPTUŁA, Izabela RUTKOWSKA, Aleksandra TOMASZUK**, Katedra Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Politechnika Białostocka, Białystok

## **BADANIA BIOMATERIAŁÓW NA BAZIE TYTANU WYTWORZONYCH METODAMI METALURGII PROSZKÓW**

**Streszczenie:** Dużym problemem w implantologii są infekcje pooperacyjne. Infekcje w dużej mierze są wynikiem adhezji mikroorganizmów do powierzchni implantów oraz tworzeniem na ich powierzchniach biofilmu - kompleksu mikroorganizmów osadzonych na stałe do podłoża. W ostatnich latach wiele prac badawczych dotyczy wytworzenia biomateriałów o właściwościach antybakteryjnych. Próbuje się wytworzyć na powierzchni implantów powłoki, które zmniejszają zdolności adhezji oraz trwałego przyczepienia mikroorganizmów i rozwoju biofilmu. Celem pracy były badania strukturalne próbek na bazie tytanu z dodatkiem srebra, które miałyby właściwości antybakteryjne. Wyniki wskazują na możliwość tworzenia takich spieków metodami metalurgii proszków o jednorodnej strukturze i dobrych właściwościach biologicznych.

**Słowa kluczowe:** biomateriały, metalurgia proszków, biofilm

### 1. WSTĘP

Chirurgia rekonstrukcyjna czy zabiegowa umożliwia naprawę tkanek uszkodzonych w wyniku zmian chorobowych lub urazów. Możliwe jest przywrócenie im utraconych funkcji. Sukces tego typu zabiegów rekonstrukcyjnych zależy od optymalnego doboru cech użytkowych implantu oraz właściwości fizykochemicznych biomateriału. Dlatego bardzo ważną rolę odgrywają badania naukowe dotyczące biomateriałów [1].

W ostatnich latach nastąpił znaczący rozwój tych materiałów. Chociaż cechują się one wysoką biofunkcjonalnością, a zbudowane z nich konstrukcje biomedyczne są coraz doskonalsze [1], dużym problemem w implantologii pozostały infekcje pooperacyjne [3]. Infekcje te w dużej mierze są wynikiem adhezji mikroorganizmów do powierzchni implantów oraz tworzeniem na ich powierzchniach biofilmu - kompleksu mikroorganizmów osadzonych na stałe do podłoża cechującego się wysoką odpornością na antybiotyki. Istnieje wiele sposobów zapobiegania powstawania biofilmu [3]. W ostatnich latach wiele prac badawczych dotyczy wytworzenia biomateriałów o właściwościach antybakteryjnych. Popularne jest wytwarzanie na powierzchni implantów powłok, które zmniejszają zdolności adhezji oraz trwałego przyczepienia mikroorganizmów i rozwoju biofilmu [2-7].

Celem pracy były badania strukturalne próbek na bazie tytanu z dodatkiem srebra, które ma potwierdzone właściwości antybakteryjne.

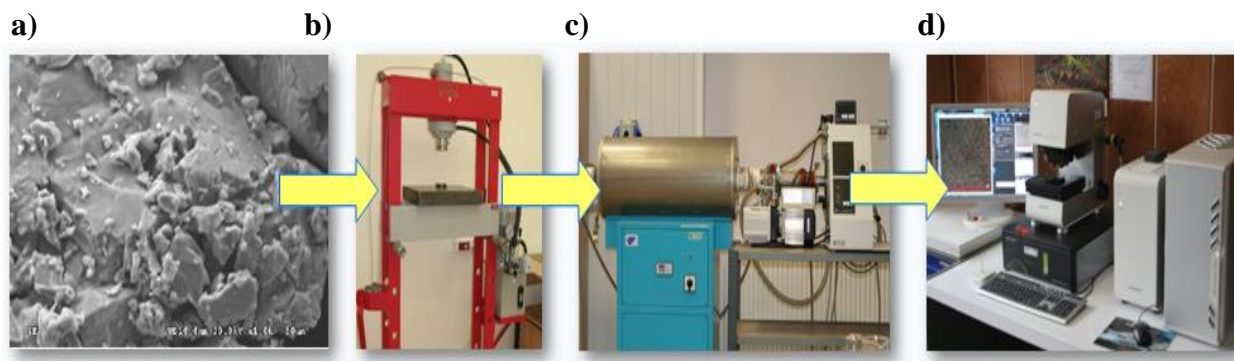
## 2. MATERIAŁY I METODYKA BADAŃ

### 2.1. Materiały

W pracy badano spieki wytworzone metodami metalurgii proszków na bazie tytanu z dodatkiem srebra (Ti + 4-12% Ag). Zastosowano proszki tytanu Alfa Aesar o czystości 99,7% oraz wielkości cząstek 40  $\mu\text{m}$ , a także proszek srebra Alfa Aesar o czystości 99,9% oraz wielkości cząstek 1-3  $\mu\text{m}$ . Próbkę prasowano w matrycy na prasie hydraulicznej pod ciśnieniem 500MPa, następnie spiekano w piecu rurowym w atmosferze ochronnej (próżnia) przez dwie godziny w temperaturze 1230°C. Otrzymane spieki (próbki o wymiarach  $\varnothing$  9mm, h 2mm) wypolerowano i wytrawiono odczynnikami chemicznymi o składzie 15ml HNO<sub>3</sub>, 3ml HF, 80ml H<sub>2</sub>O.

### 2.2. Metodyka badań

Badania strukturalne materiałów wykonano używając laserowego mikroskopu konfokalnego OLYMPUS Lext OLS4000 (Rys. 1d). Składy chemiczne wykonano na skaningowym mikroskopie elektronowym Hitachi S-3000N z przystawką EDS Thermo UltraDry (Rys. 2). Na Rys. 1 przedstawiono etapy wykonywania próbek tytanowych.



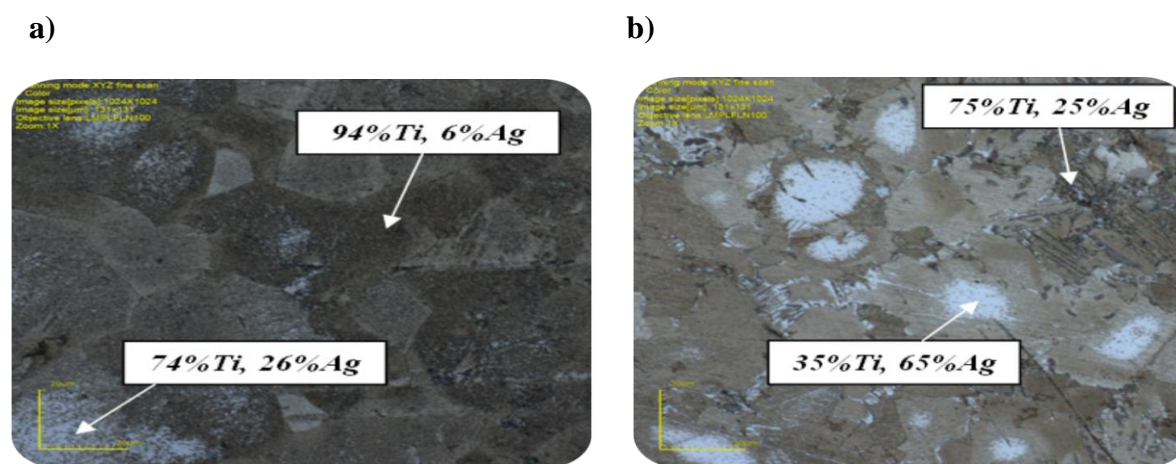
Rys. 1. Schemat wykonywanych badań: a) proszek tytanu użyty do wykonania próbek, b) prasa hydrauliczna jednoosiowa wykorzystana do prasowania mieszanek proszkowych, c) piec wysokotemperaturowy z systemem próżniowym, d) mikroskop konfokalny



Rys. 2. Elektronowy mikroskop skaningowy Hitachi S-3000N

## 3. WYNIKI

W pracy analizowano mikrostruktury spieków na bazie tytanu z dodatkiem srebra. Na rysunku 3 przedstawiono mikrostruktury badanych próbek tytanowych.



Rys. 3. Mikrostruktury spieków: a) Ti – 4%Ag, b) Ti – 12%Ag

Na podstawie obserwacji wykonanych zdjęć mikroskopem konfokalnym można powiedzieć, że uzyskane materiały są niejednorodne. Wyraźnie widoczne jest to w materiale z 12 % zawartością srebra, gdzie można znaleźć wiele obszarów bogatych w srebro (65%). Pojawiła się tu także struktura eutektyczna. Niejednorodność może być spowodowana niedokładnym mieszaniem naważek proszkowych, szczególnie biorąc pod uwagę wielkości cząstek srebra, które miały tendencje do zbijania się w większe aglomeraty podczas preparowania mieszanek proszkowych. Nie bez znaczenia są tutaj zawartości procentowe srebra w materiałach, biorąc pod uwagę układ fazowy Ti-Ag oraz warunki spiekania, w szczególności temperatura spiekania. Inne badania wykonane w Katedrze Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej na Wydziale Mechanicznym Politechniki Białostockiej oraz w Zakładzie Mikrobiologii UMB wykazały właściwości antybakteryjne takich materiałów. Już kilka procent srebra dodane do stopów na bazie tytanu ograniczają zdolności przyczepne mikroorganizmów do powierzchni takich materiałów i tworzenie biofilmu. Wyniki tych badań będą opublikowane w innych artykułach naukowych.

#### 4. WNIOSKI

Tytan i jego stopy wydają się być najbardziej perspektywnymi materiałami implantacyjnymi. Wykazują się wysoką biogodnością i biofunkcjonalnością. Groźne są jednak infekcje, które mogą doprowadzić do poważnych powikłań pooperacyjnych, po wszczepieniu implantu do organizmu. W pracy badano mikrostrukturę spieków na bazie tytanu z dodatkiem srebra, który mógłby zapewnić właściwości antybakteryjne. Jest to inna koncepcja w porównaniu z tworzeniem powłok, także z dodatkiem srebra, na powierzchniach materiałów implantacyjnych.

Biorąc pod uwagę wyniki badań, także wyniki innych prac badawczych wykonanych na Politechnice Białostockiej, można stwierdzić, że niewielkie ilości srebra (1-2%) dodane do tytanu nie powodują znacznej niejednorodności struktury takich materiałów. Materiały na bazie tytanu z dodatkiem srebra posiadają dobre właściwości tribologiczne; dodatek srebra daje także właściwości obniżające zdolność adhezji mikroorganizmów do powierzchni, a tym samym tworzenia się biofilmu. Wyniki badań są obiecujące i wskazują na możliwość tworzenia spieków na bazie tytanu o właściwościach antybakteryjnych. Należałoby zastanowić się nad zbadaniem wpływu temperatury i czasu spiekania na strukturę takich materiałów.

## LITERATURA

- [1] Marciniak J.: *Biomateriały*. Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2013
- [2] Liu Y., Zheng Z., Zara J.N., Hsu C., Soffer D.E., Lee K.S., Siu R.K., Miller L.S., Zhang X., Qin H., Cao H., Zhao Y., Zhu C., Cheng T., Wang Q., Peng X., Cheng M., Wang J., Jin G., Jiang Y., Zhang X., Liu X., Chu P.K.: In vitro and in vivo anti-biofilm effects of silver nanoparticles immobilized on titanium, *Biomaterials*, vol. 35, 2014, p. 9114-9125
- [3] Cremet L., Corvec S., Bemer P., Bret L., Lebrun C., Lasimple B., Miageville A.F., Reynaud A., Lepelletier D., Caroff N.: Orthopaedic-implant infections by *Escherichia coli*: Molecular and phenotypic analysis of the causative strains, *Journal of Infection*, vol. 64, 2012, p.169-175
- [4] Fordham W.R., Redmont S., Westerland A., Cortes E.G., Walker C., Gallagher C., Medina C.J., Waechter F., Lunk C., Ostrum R.F., Caputo G.A., Hettinger J.D., Krchnavek R.R.: Silver as a Bactericidal Coating for Biomedical Implants, *Surface & Coating Technology*, vol. 253, 2014, p.52-57
- [5] Massa M.A., Covarrubias C., Bittner M., Fuentesvilla I.A., Capetillo P., Marttens A.V., Carvajal J.C.: Synthesis of new antibacterial composite coating for titanium based on highly ordered nanoporous silica and silver nanoparticles, *Materials Science and Engineering*, vol.45, 2014. p.146-153
- [6] Secinti K.D., Ozalp H., Attar A., Sargon M.F.: Nanoparticle silver ion coating inhibit biofilm formation on titanium implants, *Journal of Clinical Neuroscience*, vol.18, 2011, p.391-395
- [7] Xiangmei L., Yanan M., Suilin W., Man H.C.: Synthesis of silver-incorporated hydroxyapatite nanocomposites for antimicrobial implant coatings, *Applied Surface Science*, vol. 273, 2013, p.748-757.

## RESEARCH OF BIOMATERIALS BASED ON TITANIUM MADE BY POWDER METALLURGY METHODS

**Abstract:** The main problem in implantology are postsurgical infections. Infections are a result of the adhesion of microorganisms to the surface of the implant and the formation of biofilm on their surfaces - the complex of microorganisms attached to a solid substrate. In the last few years many research were directed to the preparation of biomaterials with antibacterial properties. Scientists are trying to produce the implant surface coatings that reduce the adhesion capacity and permanent attachment of microorganisms and biofilm development. The aim of this research work was to investigate the structural samples based on titanium with silver, which would have antibacterial properties. The results indicate the possibility of the formation of such sintered powder metallurgy methods of homogeneous structure and good biological properties.

**Agnieszka DOBRZELECKA**, Koło Naukowe „Bio-Med”, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy, Bydgoszcz

**Adam MAZURKIEWICZ**, Zakład Inżynierii Biomedycznej, Instytut Mechaniki i Konstrukcji Maszyn, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy, Bydgoszcz

## PRZEGLĄD MATERIAŁÓW STOSOWANYCH DO PRODUKCJI SZTUCZNYCH ŚCIĘGIEN I WIĘZADEŁ

**Streszczenie:** W pracy omówiono zagadnienie biomateriałów stosowanych w ortopedii i traumatologii narządu ruchu do produkcji protez ścięgien i więzadeł. Dokonano opisu ich charakterystyki poprzez przegląd dostępnej literatury oraz badań naukowych.

**Słowa kluczowe:** biomateriały, chirurgia narządu ruchu, implanty, polimery, protezy ścięgien i więzadeł, włókno węglowe

### 1. WSTĘP

Ścięgna i więzadła w aparacie ruchowym człowieka mają za zadanie utrzymanie kości w stawie, umożliwiając jednocześnie ich stabilność i ruchomość. Urazy, nadmierne przeciążanie wysiłkiem fizycznym, spadek właściwości struktur wraz z wiekiem oraz inne czynniki są przyczyną częstych uszkodzeń ścięgien i więzadeł. Zabiegi rekonstrukcyjne mają na celu odtworzenie właściwości i funkcji zniszczonej tkanki [1].

Zastąpienie naturalnych włókien sztucznym materiałem stanowi wyzwanie dla lekarza oraz inżyniera. Istnieje potrzeba szukania nowych rozwiązań i udoskonalania istniejących tak, aby stosowana proteza mogła jak najlepiej zastąpić uszkodzone struktury w ludzkim organizmie, przyczyniając się do powrotu pacjenta do pełnej sprawności. Jest to zadanie trudne ze względu na specyficzne wymagania, które należy spełnić, a które omówiono w dalszej części pracy. W artykule dokonano przeglądu wybranych spośród istniejących materiałów stosowanych do produkcji protez.

### 2. WŁAŚCIWOŚCI IDEALNEJ PROTEZY

Aby lepiej zrozumieć trudność, jaka staje przed inżynierem projektującym materiał do produkcji protez ścięgien i więzadeł, należy poznać warunki i właściwości, które charakteryzują idealną protezę. Po pierwsze, idealny implant to taki, który ma własności mechaniczne jak najbardziej zbliżone do naturalnego ścięgna lub więzadła: cechuje się odpowiednią wytrzymałością statyczną i zmęczeniową, sztywnością, elastycznością. Wybór określonego materiału zaledwie pod względem jego własności mechanicznych i wytrzymałościowych nie jest zbyt trudny. Istnieje jednak szereg innych właściwości, na które należy dodatkowo zwrócić uwagę, decydując się na konkretny materiał do produkcji protezy. Idealna proteza powinna cechować się także obojętnym zachowaniem w tkankach, nie wywoływać odczynów alergicznych, nie ulegać zmianom pod wpływem czasu, działania płynów ustrojowych i czynników mechanicznych, dawać się łatwo zespolić ze ścięgnem,





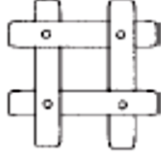
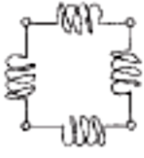

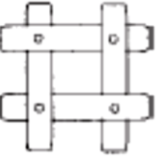
mięśniami lub kośćmi. Istotna jest również odporność na biokorozję. Co więcej, obecność płynów ustrojowych może wpływać na ich szybszą degradację, zmieniając także ich trwałość i stabilność, tym samym materiały używane do protezowania muszą cechować się podwyższoną trwałością w środowisku biologicznym. Idealne sztuczne ścięgno powinno także stanowić swego rodzaju rusztowanie dla tkanek, by te mogły wrastać w szczepioną strukturę i budować nowe, naturalne ścięgno, z czasem zastępując sztuczny wszczep, który uległby degradacji [2-4].

Wciąż poszukiwany jest materiał, który miałby wszystkie cechy idealnej protezy. Do momentu jego wynalezienia należy więc stosować takie tworzywa, spełniają jak najwięcej czynników opisywanych powyżej. Te właśnie cechy wpłynęły na wybór poniżej opisanych materiałów jako tych, które znajdują zastosowanie w rekonstrukcji ścięgien i więzadeł.

### 3. PRZEGLĄD ISTNIEJĄCYCH ROZWIĄZAŃ

Współcześnie do produkcji omawianych protez wykorzystuje się polimery naturalne lub syntetyczne. Spośród gamy materiałów stosuje się: UHMWPE, PP, PET, PTFE, PU, Kevlar 49, włókno węglowe, włókna kolagenowe oraz fibroinę jedwabiu. Zaletą polimerów naturalnych jest brak reakcji zapalnych, gdyż swą strukturą przypominają naturalną tkankę, nie są jednak tak wytrzymałe jak polimery syntetyczne. Materiały syntetyczne cechuje zaś dobra kontrola nad własnościami i strukturą podczas produkcji. Właściwa staje się też produkcja kompozytów, gdyż łącząc w sobie materiały o różnorodnych własnościach, tworzą materiał o właściwościach unikalnych, potrzebnych w konkretnych zastosowaniach [1,13].

**Tabela 1. Właściwości w budowie materiałów do produkcji protez [13]**

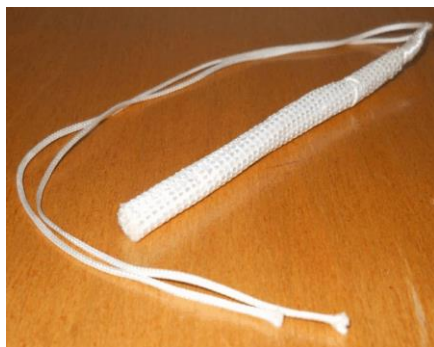
	<b>Tkany</b>	<b>Dziany</b>	<b>Spleciony</b>	<b>Nietkany</b>
<b>Skład</b>	Przędza	Przędza	Przędza	Włókno
<b>Geometria</b>				
<b>Model komórki</b>				
<b>Ruchliwość</b>	ograniczona	olbrzymia	ograniczona	nieznaczną
<b>Porowatość</b>	wysoka	bardzo wysoka	wysoka	wysoka
<b>Przykłady</b>	Leeds-Keio PET graft	Stryker-Dacron PET graft, biodegradowalne rusztowanie	Gore-Tex PTFE graft, biodegradowalne rusztowanie	Elektroprzędzenie

Polimery wykazują różnice w swej strukturze, budowie włókien (tab. 1), właściwościach mechanicznych, co pozwala na szeroki wybór spośród nich pod kątem określonych zastosowań. Ze względu na trudność w opisie wszystkich wymienionych materiałów poniżej dokonano krótkiej charakterystyki wybranych z nich.

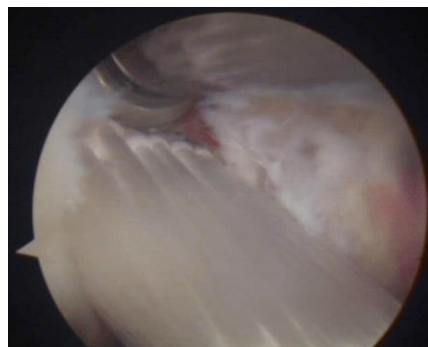
#### 3.1. Politereftalan etylenu (PET)

Politereftalan etylenu (zwany potocznie PET) należy do poliestrów, heterołańcuchowych związków wielkocząsteczkowych. Jest tworzywem o dość wysokiej wytrzymałości na zrywanie (17÷280 MPa) oraz module Younga (2850 MPa). Niestety, obiektywne pomiary

wytrzymałości na zrywanie tych protez wskazują na dwukrotnie niższe wartości w porównaniu do wytrzymałości naturalnych ścięgien. To stanowi wyzwanie dla inżyniera, by znaleźć sposób na zwiększenie własności wytrzymałościowych dla PET. Co więcej, materiał cechuje się dobrą odpornością na zginanie i ścieranie, działanie kwasów, zasad, biokorozję oraz starzenie. Obecnie popularność zyskała proteza LARS (ligament advanced reinforcement system) zbudowana z poliestrowych włókien [5,10-11].



(1)



(2)

Rys. 1. Proteza LARS przed implantacją (1) i po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego (2) [11]

Zaletą systemu LARS jest to, że podobnie jak włókno węglowe stanowi podłoże do odbudowy tkanki naturalnej. Ponadto, proteza ta potrafi utrzymać swoje początkowe właściwości zmęczeniowe nawet po 10 milionach cykli badawczych. Dzięki swojej funkcji będącej rusztowaniem dla nowo rosnącej tkanki oraz stosunkowo niewielkich reakcjach zapalnych znajduje współcześnie szerokie zastosowanie w produkcji protez ścięgien i więzadeł [11].

### 3.2. Politetrafluoroetylen (PTFE)

Politetrafluoroetylen to włóknotwórczy polimer termoplastyczny uzyskiwany w wymianie estrowej między teraftalanem metylu a glikolem etylenowym. Jego wytrzymałość na rozciąganie mieści się w zakresie 13÷34 MPa, zaś moduł Younga około 0,5 GPa. Jest on materiałem praktycznie niepochlaniającym wody, odpornym na ścieranie, zaś chemicznie na działanie zwykłych rozpuszczalników organicznych, tym samym także na biologiczną degradację środowisku tkanek i płynów ustrojowych. Występujące w nim trwałe wiązania węgiel – fluor i węgiel przyczyniają się do zwiększonej odporności polimeru na działanie wysokich temperatur. Wyróżniającą cechą PTFE jest jego wysoka biogodność, która pozwala mu stać się jednym z materiałów stosowanych jako sztuczne ścięgna i więzadła [10,12].

### 3.3. Włókna aramidowe

Aramid to związek wielkocząsteczkowy, należący do grupy krystalicznych poliamidów aromatycznych, które powstają w wyniku reakcji diamin aromatycznych z chlorkami aromatycznych kwasów dikarboksylowych. Techniczne włókna aramidowe cechują się dobrymi właściwościami, takimi jak: wysoka wytrzymałość na zerwanie oraz moduł sprężystości, niewielkie wydłużenie, zdolność akumulacji energii, mała gęstość, ponadto są lekkie, odporne na działanie chemikaliów, mają wysoką odporność termiczną (do 360°C) oraz odporność na przebicie, stałość parametrów w wysokich temperaturach. Ich cechą są również dobre właściwości dielektryczne. Tworzywo aramidowe w porównaniu do innych materiałów stosowanych do produkcji sztucznych ścięgien i więzadeł posiada szereg dodatkowych zalet, m.in. wysoką transparentność dla promieni Rentgena czy też znaczne ograniczenie wagi implantu przy jednocześnie wysokiej wytrzymałości (porównywalnej do stali). Przykładem

jest porównanie wartości siły zrywania włókien aramidowych i powszechnie stosowanych w tej dziedzinie włókien poliestrowych (tab. 2). Wyniki przeprowadzonych badań wykazały dwukrotnie wyższą wytrzymałość aramidu w stosunku do poliestru [5].

**Tabela 2. Porównanie wartości siły zrywania [N] włókien aramidowych i poliestrowych po implantacji na okres od 90 do 360 dni („kontrola /0/” oznacza nowe włókno) [5]**

Czas implantacji (w dniach)	Rodzaj włókna		Istotności różnic
	aramid	poliester	
<b>kontrola</b> /0/	<b>41,0</b> ± 14,3	<b>22,2</b> ± 1,48	* p<0,001
<b>90</b>	<b>44,4</b> ± 8,73	<b>23,0</b> ± 1,22	* p<0,001
<b>180</b>	<b>39,1</b> ± 8,95	<b>21,4</b> ± 0,89	* p<0,001
<b>270</b>	<b>48,0</b> ± 11,34	<b>22,0</b> ± 1,87	* p<0,001
<b>360</b>	<b>42,0</b> ± 10,17	<b>21,4</b> ± 0,89	* p<0,001

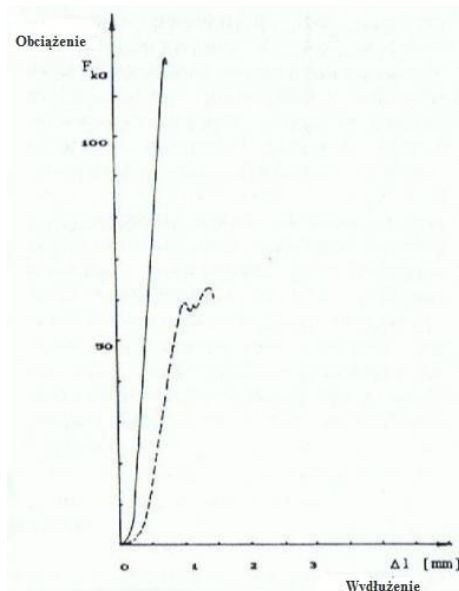
Wciąż prowadzona jest stosunkowo zbyt mała liczba badań włókien aramidowych pod kątem ich przydatności do implantacji w ludzkim ciele, co wpływa na to, że niełatwe staje się określenie ich jednoznacznego oddziaływania biologicznego oraz biostabilności. Nieliczne publikacje mówią o tym, iż materiał ten wywołuje minimalny odczyn tkankowy, porównywalny do materiałów powszechnie używanych jako protezy ścięgien i więzadeł, zarazem nie przyczyniają się do miejscowych oraz ogólnoustrojowych reakcji zapalnych. To powoduje, że materiał ten może znaleźć szerokie zastosowanie [5].

### 3.4. Włókno węglowe

Włókna węgłowe w formie protez zyskały swoją popularność pod koniec lat 70., gdy po raz pierwszy wykazano, że materiał ten stanowi dobre podłoże do narastania tkanki mającej właściwości odpowiadające naturalnym ścięgom. Pomysł zastosowania tego materiału do produkcji implantów powstał po analizie chemicznej żywych tkanek, które w dużej części zbudowane są ze związków węgla. Liczne badania wykazały zdolność wrastania tkanki w protezę węglową oraz odkładania się na jej powierzchni włókien kolagenowych, tym samym stanowiło to istotną różnicę pomiędzy opisywanym włókniem a materiałami stosowanymi dotychczas jako sztuczne ścięgna lub więzadła (m.in. jedwab, teflon, ceramika), gdyż te były zaledwie mechanicznym zamiennikiem uszkodzonej struktury, nie wpływały zaś na odbudowę naturalnej tkanki. Po około 8-12 tygodniach od wszczepienia biomateriału węglowego nowopowstała tkanka przypomina już morfologicznie strukturę, która została wcześniej zniszczona. Włókno ulega w tym czasie stopniowej dezintegracji, stanowiąc jednocześnie rusztowanie dla naturalnej, odbudowywanej tkanki pacjenta [6-7].

Protezy węglowe posiadają szczególne własności fizyczne oraz chemiczne, takie jak: lekkość, dobrą biotolerancję, odporność na biokorozję oraz zmiany temperatury. Mają wysoką wytrzymałość na zerwanie – nawet trzykrotnie wyższą w stosunku do naturalnego więzadła, co ukazuje rys. 1, jednak łatwo ulegają siłom ścinającym i zginającym, przez co często są podatne na uszkodzenia na krawędziach kostnych [8-9].





Rys. 1. Charakterystyki wytrzymałościowe naturalnego więzadła kruczo-obończykowego (linia przerywana) i więzadłowej protezy węglowej (linia ciągła) [9]

Obok licznych doniesień o przydatności włókien węglowych w protezowaniu ścięgien i więzadeł nietrudno odnaleźć liczne badania świadczące o nasilonej reakcji błony maziowej po implantacji, tym samym negujące przydatność opisywanego materiału jako sztucznego ścięgna. Innymi wadami materiały są: praktycznie zerowa zdolność pochłaniania promieniowania rentgenowskiego, kruchość, łamliwość oraz zdolność do fragmentacji. Uznano więc, że włókno węglowe nie nadaje się do rekonstrukcji śródstawowych. To spowodowało zastąpienie włókien węglowych innymi materiałami, które nie powodują tak silnych odczynów tkankowych [7].

#### 4. PODSUMOWANIE

Opisywane powyżej tworzywa zajęły pewne miejsce wśród materiałów do produkcji protez ścięgien i więzadeł. Każdy z nich posiada unikalne, wyróżniające go spośród innych właściwości, które pozwalają na stosowanie go jako sztuczne ścięgno lub więzadło. Żaden jednak nie spełnia wciąż wszystkich poszukiwanych cech idealnej protezy. Szerokie zastosowanie materiałów sztucznych zaczęto od włókna węglowego, które do momentu wynalezienia PTFE oraz PET było powszechnie używane w rekonstrukcji opisywanych struktur narządu ruchu. Istotne wady w budowie i właściwościach tych materiałów spowodowały jednak ich wyparcie przez materiały polimerowe. Co więcej, w przyszłości większe zainteresowanie włóknami aramidowymi być może zaowocuje ich szerszym zastosowaniem do produkcji protez. Cały czas prowadzone są badania w celu znalezienia innowacyjnych rozwiązań, tym samym z pewnością zaowocują one wynalezieniem coraz to doskonalszych materiałów, spełniających w pełni funkcje niesprawnego więzadła lub ścięgna.

#### LITERATURA:

- [1] Teoh S. H.: Engineering materials for biomedical applications. National University of Singapore, Singapore, 2004
- [2] Adamczak T., Kalińska D., Kuś H., Zwinogrodzki J.: Tworzywa sztuczne w medycynie, Wyd. Naukowo-Techniczne, Warszawa, 1970
- [3] Rosół P.: Określenie trwałości implantów z kompozytów polimerowych, Akademia Górniczo-Hutnicza im. S. Staszica w Krakowie, Kraków, 2006

- [4] Biomaterials and scaffolds for ligament tissue engineering, Wiley InterScience, 2006 [online], dostęp w: [www.insterscience.wiley.com](http://www.insterscience.wiley.com)
- [5] Żywicka B.: Ocena biogodności włókien o dużej wytrzymałości mechanicznej – skrót rozprawy doktorskiej, Polimery w Medycynie, vol. 3, Wrocław, 2004
- [6] Walaszek R., Kasperczyk T., Chwała W., Staszaków E.: Ocena efektów odległych zabiegu operacyjnego i postępowania usprawniającego u pacjentów po rekonstrukcji zerwanego ścięgna Achillesa materiałem węglowym, Engineering of Biomaterials, vol. 87, Kraków, 2009, s. 13-23
- [7] Górecki A. (i in.): Polskie włókniste materiały węglowe w chirurgii rekonstrukcyjnej narządu ruchu, 15 lat doświadczeń, Engineering of Biomaterials, vol. 1, Kraków, 1997, s. 3-7
- [8] Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, supl. 2, Polska, 1994, s. 34-39
- [9] Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, T. 58, Polska, 1993, s. 453-458
- [10] Marciniak J.: Biomateriały. Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2013
- [11] Patrascu J.M., (et al.): Thermographic and microscopic evaluation of LARS knee ligament tearing, Romanian Journal of Morphology and Embryology, 55 (supl. 3), Romania, 2014, p. 1231-1235
- [12] Błażewicz S., Stoch L.: Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000. Tom 4 Biomateriały, Polska Akademia Nauk, Warszawa, 2003
- [13] Biomaterials and scaffolds for ligament tissue engineering, Wiley InterScience ([www.insterscience.wiley.com](http://www.insterscience.wiley.com)), 2006

## THE OVERVIEW OF MATERIALS USED FOR ARTIFICIAL TENDONS AND LIGAMENTS PRODUCTION

**Abstract:** The aim of this article are biomaterials which are used in orthopedics and traumatology for artificial tendons and ligaments production. The paper describes their characteristics received by review of getatable literature and research.

**Maciej Błażej HAJDUGA**, Wydział Nauk o Zdrowiu, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała

**Marta Anna HAJDUGA**, Studenckie Koło Naukowe sekcja in vitro przy Katedrze i Zakładzie Fizjologii w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny, Katowice

**Sylwia WĘGRZYNKIEWICZ**, Wydział Nauk o Materiałach i Środowisku, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała

**Joanna WAŚ-SOLIPIWO**, Instytut Badań i Rozwoju Motoryzacji BOSMAL Sp. z o.o., Bielsko-Biała

**Maciej HAJDUGA**, Wydział Nauk o Materiałach i Środowisku, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała

## **OCENA BAKTERIOLOGICZNA POWŁOK DLC COMP a-C:H, PRESSCOMP CrN I MULTICOMP TiN**

**Streszczenie:** W pracy przedstawiono wyniki badań bakteriologicznych stali DC01 z powłokami a-C:H, CrN oraz TiN/TiAlN wytwarzanymi metodą PVD. Wykorzystano w tym celu dwa szczepy bakterii – *Pseudomonas aeruginosa* oraz *Staphylococcus aureus*. Stwierdzono, że badane powłoki wykazują właściwości bakteriostatyczne.

**Słowa kluczowe:** powłoki, pvd, bakterie

### **1. WSTĘP**

Zabezpieczenie przed korozją sprzętu medycznego jest istotnym i stale dyskutowanym zagadnieniem [1,2]. Obecnie w zastosowaniach medycznych wykorzystuje się zarówno stopy metali, jak również metaliczne powłoki ochronne. Ma to na celu zmianę właściwości mechanicznych, jak również fizykochemicznych. Ważnym aspektem modyfikacji powierzchni są właściwości ochronne, w tym antykorozyjne [3]. Znaczenie ma także poprawa biokompatybilności [4]. Jest to istotne w przypadku narzędzi medycznych, implantów oraz elementów mających bezpośredni kontakt ze skórą czy błoną śluzową. Jednym z kryteriów biokompatybilności materiałów są właściwości bakteriostatyczne [5].

Celem badań jest ocena właściwości bakteriostatycznych powłok a-C:H, CrN i TiN stosowanych powszechnie jako zabezpieczenie narzędzi tnących i tłoczących.

### **2. MATERIAŁY I METODYKA BADAŃ**

Do badań wytypowano stal gat. DC01 w formie blachy zimnowalcowanej o wymiarach arkusza 1000 x 2000 mm i grubości 3 mm, używaną do produkcji osprzętu medycznego. Skład chemiczny stali przeznaczonej do badań wg PN-EN 10130:2009 oraz wyniki analizy chemicznej przedstawiono w Tabeli 1.

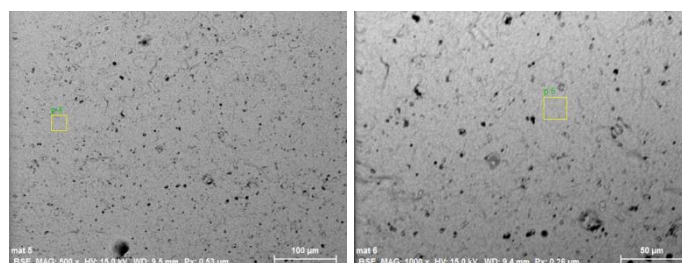
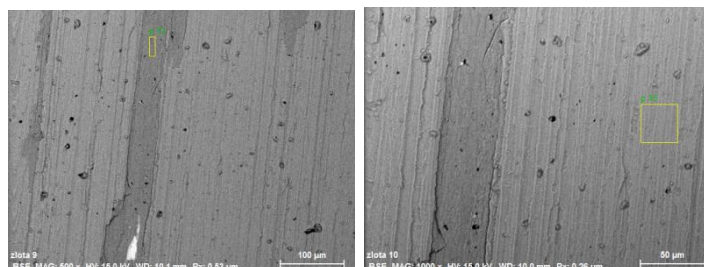
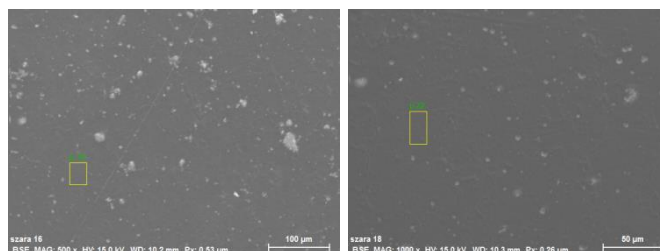
**Tabela 1. Stal przeznaczona do badań wg PN-EN 10130:2009 oraz wyniki analizy chemicznej**

Źródło wyników	Wagowa zawartość pierwiastków w stali gat. DC01, [%]									
	C	P	S	Mn	Al.	Si	Cu	Cr	Ni	Fe
Wg PN-EN 10130:2009	≤ 0,120	≤ 0,045	≤ 0,045	≤ 0,600	-	-	-	-	-	reszta
Wg analizy chemicznej	0,070	0,020	0,016	0,490	0,034	0,060	0,056	0,013	0,032	reszta

Węgiel i siarkę oznaczono na analizatorze węgla i siarki LECO CS-125, natomiast pozostałe pierwiastki na spektrometrze ICP-OES.

Z wybranych losowo obszarów blachy wycięto próbki o średnicy 10 mm, które zostały wyszlifowane na tarczach o granulacji 80 i 120 oraz wypolerowane.

Na tak przygotowane próbki naniesiono powłoki: ZrN, TiAlN/TiN oraz DLC O-C-N domieszkowanej wolframem, których jakość powierzchni przedstawiają zdjęcia z mikroskopu skaningowego SEM EVO MA 25 firmy Zeiss Rysunek 1-3.

**Rys. 1. Przykładowa powierzchnia próbki pokrytej powłoką ZrN przy powiększeniu 500x i 1000x****Rys. 2. Przykładowa powierzchnia próbki pokrytej powłoką TiAlN/TiN przy powiększeniu 500x i 1000x****Rys. 3. Przykładowa powierzchnia próbki pokrytej powłoką DLC O-C-N domieszkowanej wolframem przy powiększeniu 500x i 1000x**

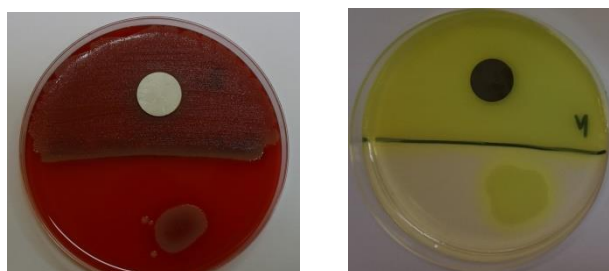
Za pomocą mikroanalizatora EDS firmy Bruker, w który zaopatrzone został mikroskop skaningowy, przeprowadzono analizę składu jakościowego i ilościowego badanych powłok. Uśrednione wyniki przeprowadzonych analiz przedstawiono w Tabeli 2.

Tabela 2. Skład jakościowy i ilościowy badanych powłok

Powłoka	Wagowa zawartość pierwiastków w powłoce – analiza EDS, [%]							
	Zr	N	Ti	Al	O	C	W	reszta
ZrN	81	10	-	-	-	7	-	2
TiAlN/TiN	-	23	72	4	-	-	-	1
DLC O-C-N domieszgowana wolframem	-	7	-	-	1,5	86	4	1,5

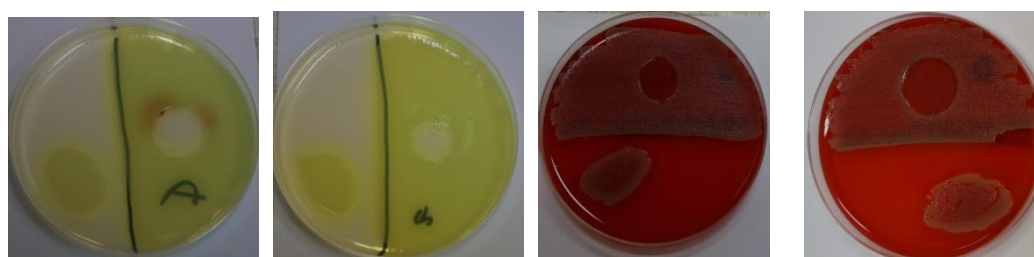
### 3. OCENA BAKTERIOLOGICZNA

Analizie poddano próbki ze stali DC01 pokrytej powłokami nakładanymi techniką PVD, takie jak a-C:H, CrN i TiN. Na pożywce z agaru oraz agaru krwawego hodowano bakterie *Pseudomonas aeruginosa* ATCC 27853 oraz *Staphylococcus aureus* ATCC 29213. Okres inkubacji wynosił 24 godziny w temp. 36 st. Celsjusza. Na posiane szczepy bakterii były nałożone badane próbki na okres inkubacji.



Rys. 5. Próbką CrN, podłoże Agar krwawy, *Staphylococcus aureus* (z lewej) Próbką a-C:H, podłoże Agar, *Pseudomonas aeruginosa* (z prawej)

Po okresie inkubacji usuwano badane próbki i oceniano makroskopowo podłoże. Wszystkie badane powłoki wykazały właściwości bakteriostatyczne. W przypadku bakterii *Pseudomonas aeruginosa* stwierdzono bardzo niewielką strefę inhibicji wokół próbek, zwłaszcza z powłoką TiAlN, co wskazuje na właściwości bakteriobójcze. Punktem odniesienia były hodowle identycznych szczepów bakterii bez nałożenia próbek oraz z próbkami wzorcowymi bez powłok. W pierwszym przypadku wzrost bakterii był swobodny. Próbki wzorcowe wykazały jedynie niewielkie właściwości hamujące wzrost bakterii.



Rys. 6. Od lewej: TiAlN–*Pseudomonas*, -ae., CrN- *Pseudomonas*, -ae., a-C:H-*Staphylococcus au.*, TiAlN-*Staphylococcus au*

#### 4. ANALIZA WYNIKÓW I WNIOSKI

Stwierdzono, że wszystkie badane powłoki wykazały właściwości bakteriostatyczne w ocenie makroskopowej. Po standardowym okresie inkubacji, badane szczepy bakterii umieszczone pod próbkami, nie wykazywały cech wzrostu.

W przypadku *Pseudomonas aeruginosa* stwierdzono bardzo niewielką strefę inhibicji wokół próbek, zwłaszcza z powłoką TiAlN, co wskazuje na właściwości bakteriobójcze. W pierwszym przypadku wzrost bakterii był swobodny. Próbki wzorcowe wykazały jedynie niewielkie właściwości hamujące wzrost bakterii.

Uzyskane wyniki potwierdzają potencjalne możliwości stosowania powłok a-C:H, CrN i TiN w stomatologii, protetyce czy ortodoncji, gdzie wykorzystywane materiały mają długotrwały kontakt z błoną śluzową człowieka i konieczne jest ograniczenie wzrostu bakterii na styku tkanka-metal.

#### LITERATURA

- [1] Sołek D., Węgrzynkiewicz S., Hajduga M., Jędrzejczyk D.: „Ocena powłok galwanicznych nanoszonych na sprzęt medyczny i rehabilitacyjny jako zabezpieczenie antykorozyjne i antybakteryjne”, Aktualne problemy Biomechaniki, nr 5, 2011, s. 143 – 148
- [2] Sołek D., Węgrzynkiewicz S., Hajduga M., Chęcmanowski J.: Odporność korozyjna powłok galwanicznych na sprzęcie medycznym, Ochrona przed korozją, nr 5, 2012, s. 237-241
- [3] Klotzer W.: Biologische Aspekte der Korrosion, Deutsche Zahnarztl. Z., 40, 1985, p. 1141-1145
- [4] Marciniak J., Kaczmarek M., Ziębowicz A.: Biomateriały w stomatologii, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2008
- [5] Łopaciuk U., Semczuk K., Dzierżanowska D.: Mikrobiologia zakażeń szpitalnych, Zakażenia, 1-2, 2002, s. 98-102

### **BACTERIOLOGICAL ASSESSMENT OF DLC COMP a-C:H, PRESSCOMP CrN AND MULTICOMP TiN/TiAlN COATINGS**

**Abstract:** The paper presents the results of the bacteriological research of steel DC01 protected by a-C: H, CrN and TiN / TiAlN coatings, that were produced by PVD method.

Two strains of bacteria - *Pseudomonas aeruginosa* and *Staphylococcus aureus* were used in the experiment. It has been proved that the coatings used in the study have the bacteriostatic properties.

**Marta Anna HAJDUGA**, Studenckie Koło Naukowe sekcja in vitro przy Katedrze i Zakładzie Fizjologii w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny, Katowice

**Sylwia WĘGRZYNKIEWICZ**, Zakład Inżynierii Materiałowej, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała

**Rafał Jakub BUŁDAK**, Katedra i Zakład Fizjologii w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny, Katowice

**Maciej HAJDUGA**, Zakład Inżynierii Materiałowej, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała

**Maciej Błażej HAJDUGA**, Wydział Nauk o Zdrowiu, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała

## FOLIE VENTURESHIELD™ VS 7510 JAKO JEDEN ZE SPOSOBÓW ZABEZPIECZENIA ANTYBAKTERYJNEGO WNĘTRZA AMBULANSÓW SANITARNYCH

**Streszczenie:** W wielu placówkach naukowych prowadzone są badania dotyczące eliminacji mikroorganizmów w karetkach pogotowia i środowiskach szpitalnych. Autorzy rozpoczęli badania, których celem była ocena skuteczności zastosowania folii VentureShield™ VS 7510 E, jako zabezpieczenia antybakteryjnego powierzchni stalowych. Do badań adhezyjnych wybrano szczepy bakterii: *Pseudomonas aeruginosa* oraz *Enterococcus faecalis*, które następnie inkubowano na badanym materiale. Stwierdzono, że badane folie VentureShield™ VS 7510 E gat. I i II mogą być stosowane jako zabezpieczenie stali gat. DC01.

**Słowa kluczowe:** bakterie, adhezja, ambulans, folie antykorozyjne

### 1. WSTĘP

Wnętrze karetki pogotowia sprzyja adhezji i rozwojowi mikroorganizmów. Bakterie wyizolowane z powierzchni poszycia wewnętrznego ambulansu, tj. *Pseudomonas aeruginosa* i *Enterococcus faecalis*, mogą stanowić pewne zagrożenie dla pacjentów, szczególnie w stanach niedoboru odporności. Nie zawsze utrzymywany jest wysoki standard dezynfekcji wnętrza oraz znajdującego się tam sprzętu medycznego. Pomimo wielu starań i wdrażania kolejnych wytycznych, problem ten pozostaje aktualny na całym świecie. Przeprowadzane badania potwierdzają występowanie chorobotwórczych patogenów wewnątrz karetek pogotowia [1,2]. Ponadto eksploatacja osprzętu medycznego w trudnych warunkach powoduje, że są one narażone na uszkodzenia powłok zabezpieczających [3]. Z tego względu ważne jest zastosowanie innowacyjnych rozwiązań z dziedziny inżynierii materiałowej i medycyny wewnątrz tego typu pojazdów. Należy zwrócić szczególną uwagę na dobór odpowiednich środków dezynfekcyjnych oraz stosowanych materiałów [4-6].

W literaturze można znaleźć ekspertyzy dotyczące zachowania się mikroorganizmów na różnego rodzaju powierzchniach, m.in. foliach. Poczynając od tej stosowanej codziennie folii aluminiowej [7], przez badania na folii miedzianej [8]. Ta ostatnia wykazywała właściwości

przeciwbakteryjne. Również w przemyśle motoryzacyjnym folie mają swoje zastosowanie. Służą one ochronie powierzchni lakierowanych przed uszkodzeniami, co pozwala na zwiększenie funkcjonalności zabezpieczonych powierzchni oraz zachowanie estetycznego wyglądu zewnętrznego przez dłuższy czas [9]. Warto zatem zastanowić się nad zastosowaniem folii VentureShield™ VS 7510 E, we wnętrzu karetki pogotowia oraz na powierzchniach stalowych w placówkach medycznych.

## 2. CEL BADAŃ

Autorzy pracy rozpoczęli badania oceniające skuteczność zastosowania folii VentureShield™ VS 7510 E, jako zabezpieczenia antybakteryjnego powierzchni stalowych wewnątrz ambulansu medycznego. Do badań wytypowano szczepy bakterii: *Pseudomonas aeruginosa* oraz *Enterococcus faecalis*. Dla porównania poziomu sterylności posłużono się dwoma gatunkami wyżej wymienionej folii, a badania prowadzono w dwóch różnych temperaturach.

## 3. BADANIA WŁASNE

### 3.1. Przygotowanie próbek

W badaniach wykorzystano stal gat. DC01 w formie blachy zimnowalcowanej, która jest powszechnie stosowana w produkcji osprzętu medycznego. Skład chemiczny stali przeznaczonej do badań wg PN-EN 10130:2009 oraz wyniki analizy chemicznej przedstawiono w Tabeli 1.

Tabela 1. Stal przeznaczona do badań wg PN-EN 10130:2009 oraz wyniki analizy chemicznej

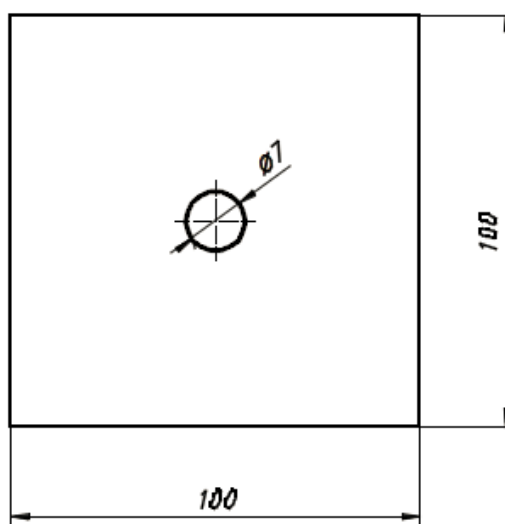
Źródło wyników	Wagowa zawartość pierwiastków w stali gat. DC01, [%]									
	C	P	S	Mn	Al.	Si	Cu	Cr	Ni	Fe
Wg PN-EN 10130:2009	≤ 0,120	≤ 0,045	≤ 0,045	≤ 0,600	-	-	-	-	-	reszta
Wg analizy chemicznej	0,070	0,020	0,016	0,490	0,034	0,060	0,056	0,013	0,032	reszta

Ze stali wycięto próbki o wymiarach 100 x 100 mm. Na tak przygotowane próbki naklejono termoplastyczną folię poliuretanową VentureShield™ VS 7510 E o średnicy 7 mm (Rys. 1, Rys. 2). W badaniach zastosowano dwa gatunki I i II, których charakterystyka została zastrzeżona przez producenta.





Rys. 1. Folia VentureShield™ VS 7510 E



Rys. 2. Schemat próbki do testu adhezji

Klej akrylowy o bardzo wysokiej wytrzymałości, użyty do naklejenia folii, został dobrany przez producenta. Jako rozcieńczalnika użyto alkohol izopropylowy, a zagęszczaczem była żelatyna. Grubość nominalna folii i kleju wynosiła 210  $\mu\text{m}$ , ciężar właściwy 240  $\text{g}/\text{m}^2$ , wytrzymałość na rozciąganie i wydłużenie 5400  $\text{N}/\text{cm}^2$ , 460%.

### 3.2. Inkubacja bakterii

Do badań adhezyjnych wybrano następujące szczepy bakterii: *Pseudomonas aeruginosa* ATCC 29212 oraz *Enterococcus faecalis* ATCC 27853. Badanie adhezji polegało na inkubacji mikroorganizmów (gęstość 0,5, 2 i 4 McF) w 3 ml 0,9% NaCl na badanym materiale. Przed posiewem bakterii próbki zostały poddane procedurze sterylizacji powierzchniowej poprzez naświetlanie światłem ultrafioletowym (UV) przez okres 24 godzin. Następnie dokonano kontroli jałowości płytek, po której posiano wybrane gatunki bakterii na określone powierzchnie.

24-godzinną inkubację przeprowadzono w 25°C i 37°C, ze względu na zmienność temperatury w pojeździe medycznym. Po okresie inkubacji płytki z folią trzykrotnie przemyto

roztworem soli fizjologicznej (0,9% NaCl) i pozostawiono do wysuszenia. Do suchych powierzchni płytek przykładano podłoża odciskowe typu Coun-Tact® media (bioMerieux, Fr) celem badania jałowości powierzchni testowanych płytek. Po okresie 24 godzin zliczono ilość kolonii bakteryjnych na płytkach kontaktowych.

#### 4. WYNIKI BADAŃ

Wyniki badań adhezji wybranych szczepów bakterii na stali pokrytej folią gat. I i II przedstawiono w Tabeli 2., podając ilość kolonii bakteryjnych przypadających na centymetr kwadratowy powierzchni (CFU/cm<sup>2</sup> - colony forming unit/cm<sup>2</sup>) z uwzględnieniem różnych temperatur (25°C i 37°C).

Tabela 2. Ilość kolonii bakteryjnych ulegających adhezji na powierzchni materiału badawczego [CFU/cm<sup>2</sup>] w różnych temperaturach

Gęstość roztworu bakterii [McF]	Gatunek I				Gatunek II			
	<i>Pseudomonas aeruginosa</i> ATCC 27853		<i>Enterococcus faecalis</i> ATCC 29212		<i>Pseudomonas aeruginosa</i> ATCC 27853		<i>Enterococcus faecalis</i> ATCC 29212	
	25°C	37°C	25°C	37°C	25°C	37°C	25°C	37°C
0,5	0	0	3	5	0	0	0	0
2	0	0	4	10	0	0	0	20
4	0	0	10	17	0	2	0	20

Na analizowanych powierzchniach zaobserwowano brak lub niewielki wzrost wytypowanych patogenów. W temperaturze pokojowej, tj. 25°C, folia gat. II wykazywała niższy poziom skażenia *Enterococcus faecalis*.

#### 5. DYSKUSJA WYNIKÓW

Mobilny charakter pracy karetki pogotowia oraz stosowanie silnych środków dezynfekcyjnych sprzyjają zarówno procesowi korozji, jak również adhezji i rozwojowi różnych mikroorganizmów. W każdej jednostce wykorzystującej ambulans obowiązują zasady, których celem jest utrzymanie właściwego poziomu sanitarno-epidemiologicznego. Pomimo tego nadal występuje problem niedostatecznej sterylności w tego typu pojazdach. W wielu placówkach naukowych prowadzone są badania nad zapobieganiem wzrostu oraz eliminacją patogenów [4, 8].

*Pseudomonas aeruginosa* oraz *Enterococcus faecalis* to jedne z najbardziej rozpowszechnionych szczepów bakterii występujących na powierzchniach sprzętu medycznego. W wyniku przeprowadzonych analiz ich adhezji na przygotowanych próbkach, stwierdzono brak lub niewielki wzrost mikroorganizmów. Większym poziomem sterylności cechowały się próbki po inkubacji w temperaturze pokojowej (25°C). Natomiast porównując występowanie obu szczepów bakterii, patogeny *Pseudomonas aeruginosa* cechowały się niższym stopniem adhezji. Wyniki te wskazują, że wyższa temperatura sprzyja adhezji mikroorganizmów. Podczas gdy różnice występowania poszczególnych szczepów bakterii mogą wynikać z innych zakresów ich oporności na czynniki zewnętrzne.

#### 6. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, co następuje:

1. Powierzchnia pokryta folią gat. I i II skutecznie chroni przed adhezją *Pseudomonas aeruginosa* w badanym zakresie gęstości posiewu.
2. Folia gat. II wykazywała niższy poziom skażenia *Enterococcus faecalis*.

3. Badane folie VentureShield™ VS 7510 E gat. I i II mogą być stosowane jako zabezpieczenie stali gat. DC01 we wnętrzach ambulansów sanitarnych i środowisku szpitalnym.

Nowoczesne techniki sterylizacji i dezynfekcji wnętrz pojazdów medycznych są niewystarczające, aby wyeliminować ryzyko pojawienia się infekcji. W pracy ukazano nowe możliwości w zakresie zabezpieczenia antybakteryjnego powierzchni.

Wyniki badań potwierdzają, że folie VentureShield™ VS 7510 E mogą być wykorzystane jako zabezpieczenie wnętrza ambulansów sanitarnych, a także w środowisku szpitalnym. Biorąc pod uwagę również wcześniejsze wyniki [6], można wnioskować, które materiały najlepiej byłoby zastosować w tym obszarze, jako dodatkowe zabezpieczenie antybakteryjne w przypadku ewentualnego uszkodzenia folii. Jednak konieczne będą dalsze badania uwzględniające również działanie środków dezynfekcyjnych na daną powierzchnię.

## 7. LITERATURA

- [1] Noh H., Shin S.D., Kim N.J., Ro Y.S., Oh H.S., Joo S.I., Kim J.I., Ong M.: Risk Stratification-based Surveillance of Bacterial Contamination in Metropolitan Ambulances, *Journal of Korean Medical Science*, vol. 26, no. 1, 2011, p.124-130
- [2] Lesho E., Ake J., Huang X.Z., Cash D.M., Nikolich M., Barber M., Robens K., Garnett E., Lindler L., Scott P.: Amount of usage and involvement in explosions not associated with increased contamination of prehospital vehicles with multi-drug-resistant organisms, *Prehospital and Disaster Medicine*, vol. 28, no.2, 2013, p.107-9
- [3] Marciniak J., Szewczenko A.: Sprzęt szpitalny i rehabilitacyjny. Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2003
- [4] Hajduga M.A., Węgrzynkiewicz S., Sołek D., Jędrzejczyk D., Hajduga M.: Bakterie jako jedno z zagrożeń ambulansów sanitarnych. *Aktualne problemy Biomechaniki*, nr 7, 2013
- [5] Hajduga M., Hajduga M., Jędrzejczyk D., Bułdak R.J., Sołek D.: Threat to human health generated by fungi found inside the ambulance, *Metal 2014: 23rd International Conference on Metallurgy and Materials: conference proceedings*, Brno, Česká Republika, 2014, p.1-6
- [6] Hajduga M. A., Bułdak R., Hajduga M., Węgrzynkiewicz S.: Identyfikacja bakterii wnętrza ambulansu medycznego. *Prace szkoły inżynierii materiałowej*, pod red. Jerzego Pacyny, Wydawnictwo Naukowe AKAPIT, Krynica, 2013
- [7] Dickgiesser N., Ludwig C.: Examinations on the behaviour of grampositive and gramnegative bacteria on aluminium foil. *Zentralblatt für Bakteriologie, Parasitenkunde, Infektionskrankheiten und Hygiene. Erste Abteilung Originale. Reihe B: Hygiene, Betriebshygiene, präventive Medizin*, vol. 168(5-6), 1979, p.493-506
- [8] Zeiger M., Solioz M., Edongue H., Arzt E., Schneider A.S.: Surface structure influences contact killing of bacteria by copper, *MicrobiologyOpen*, vol. 3, Issue 3, June 2014, p. 327–332
- [9] Hajduga M.A., Waś-Solipiwo J., Węgrzynkiewicz S., Hajduga M., Hajduga M.B.: Skuteczność zabezpieczenia antykorozyjnego stali gatunku DC01 z zastosowaniem folii Venture Shield™ VS 7510 E, *Ochrona przed korozją*, vol. 58, no. 4, 2015, p.126-131

## FILMS VENTURESHIELD™ VS 7510 AS A WAY THE ANTIBACTERIAL PROTECTION OF SANITARY AMBULANCES

**Abstract:** Many educational institutes conduct experiments in order to eliminate pathogens in ambulances and hospital environments. The authors started

a research which aim was to assess the effectiveness of protecting steel surfaces, covered of film VentureShield™ VS 7510 E. Two strains of bacteria: *Pseudomonas aeruginosa* and *Enterococcus faecalis* were selected for the test adhesive and were cultured on tested material. It has been found that the examined VentureShield™ VS 7510 E film, grades I and II, may be utilized as the DC01 steel protection.

**Joanna HAJOK**, Studenckie Koło Naukowe Biomechatroniki „BIOKREATYWNI”, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze

**Jacek JURKOJC**, **Piotr WODARSKI**, **Andrzej BIENIEK**, **Marek GZIK**, Katedra Biomechatroniki, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze

## **PARAMETRY KINEMATYCZNE WYBRANYCH WZORCOWYCH SEKWENCJI RUCHOWYCH WYKORZYSTYWANYCH W TERAPII KLINICZNEJ**

**Streszczenie:** Artykuł prezentuje wynik analizy wielkości kinematycznych wybranych sekwencji ruchowych wykonanych przez doświadczonego fizjoterapeutę. Badania przeprowadzono z zastosowaniem systemu do analizy ruchu MVN BIOMECH w Centrum Pediatrii im. Jana Pawła II w Sosnowcu. W ramach badań wyznaczono zakresy ruchu dla stawu barkowego, łokciowego oraz nadgarstkowego w czasie trwania każdej sekwencji ruchowej oraz przeprowadzono analizę porównawczą znormalizowanych czasowo wielkości kinematycznych z podziałem na fazy ruchu. Wyniki pomiarów będą pomocne przy projektowaniu gier terapeutycznych w środowisku wirtualnej rzeczywistości, służących do rehabilitacji dzieci z zaburzeniami neurologicznymi.

**Słowa kluczowe:** kończyna górna, parametry kinematyczne, Technologie Wirtualnej Rzeczywistości, system Cave

### 1. WSTĘP

Poprawa motoryki kończyn stanowi jeden z priorytetów w rehabilitacji dzieci, gdyż wpływa na rozwój funkcji sensomotorycznych oraz poznawczych [1]. Wirtualna rzeczywistość jest wciąż nowością w zastosowaniu rehabilitacyjnym. Posiada jednak szereg zalet, dzięki którym rehabilitacja z jej wykorzystaniem może stać się dla dzieci dużo bardziej atrakcyjna oraz skuteczniejsza. W połączeniu z systemami do analizy ruchu pozwala na uzyskanie obiektywnej oceny wykonywanych ćwiczeń w postaci danych liczbowych, dzięki której możliwe jest porównanie postępów rehabilitacji. Zastosowanie technologii wirtualnej rzeczywistości w rehabilitacji, poza usprawnianiem motorycznym, korzystnie wpływa również na rozwój strefy intelektualnej oraz emocjonalnej. Dodatkowo umożliwia tworzenie interaktywnych scenariuszy dopasowanych do indywidualnych potrzeb i preferencji dzieci w różnym przekroju wiekowym, dzięki czemu wykonują one chętniej większą liczbę powtórzeń ćwiczenia z większym zaangażowaniem [2,3,5]. Istnieje zatem potrzeba projektowania aplikacji, które umożliwią rozpoczęcie efektywnej rehabilitacji poprzez zabawę. W tym celu należy opracować wzorce ruchowe dla wyselekcjonowanych sekwencji ruchowych, które następnie można zastosować w grach terapeutycznych, rozwijających zdolności motoryczne u dzieci.

## 2. CEL BADAŃ

Celem badań jest analiza wielkości kinematycznych wyselekcjonowanych przez fizjoterapeutę sekwencji ruchowych. Wyniki badań będą przydatne przy opracowywaniu gier dedykowanych diagnostyce i rehabilitacji dzieci z zaburzeniami neurologicznymi z wykorzystaniem technologii wirtualnej rzeczywistości.

## 3. METODYKA BADAŃ

W badaniach wzięła udział magister fizjoterapii, na co dzień pracująca w Centrum Pediatrii im. Jana Pawła II w Sosnowcu i zajmująca się rehabilitacją dzieci z zaburzeniami neurologicznymi. Podczas pomiarów zarejestrowano trzykrotnie 6 sekwencji ruchowych, które zostały opisane w tabeli 1. Sekwencje ruchowe wybrano tak, aby angażowały zarówno małą jak i dużą motorykę.

Badania zostały przeprowadzone przy wykorzystaniu systemu do analizy ruchu MVN Biomech firmy Xsens wyposażonego w akcelerometryczne czujniki ruchu. Czujniki zostały umieszczone na ciele badanej osoby tak, aby był możliwy pomiar ruchu każdego z segmentów kończyny górnej. Oprogramowanie pozwoliło na rejestrację ruchu oraz wstępną analizę wyników [4].

**Tab. 1. Opis wykonywanych sekwencji ruchowych**

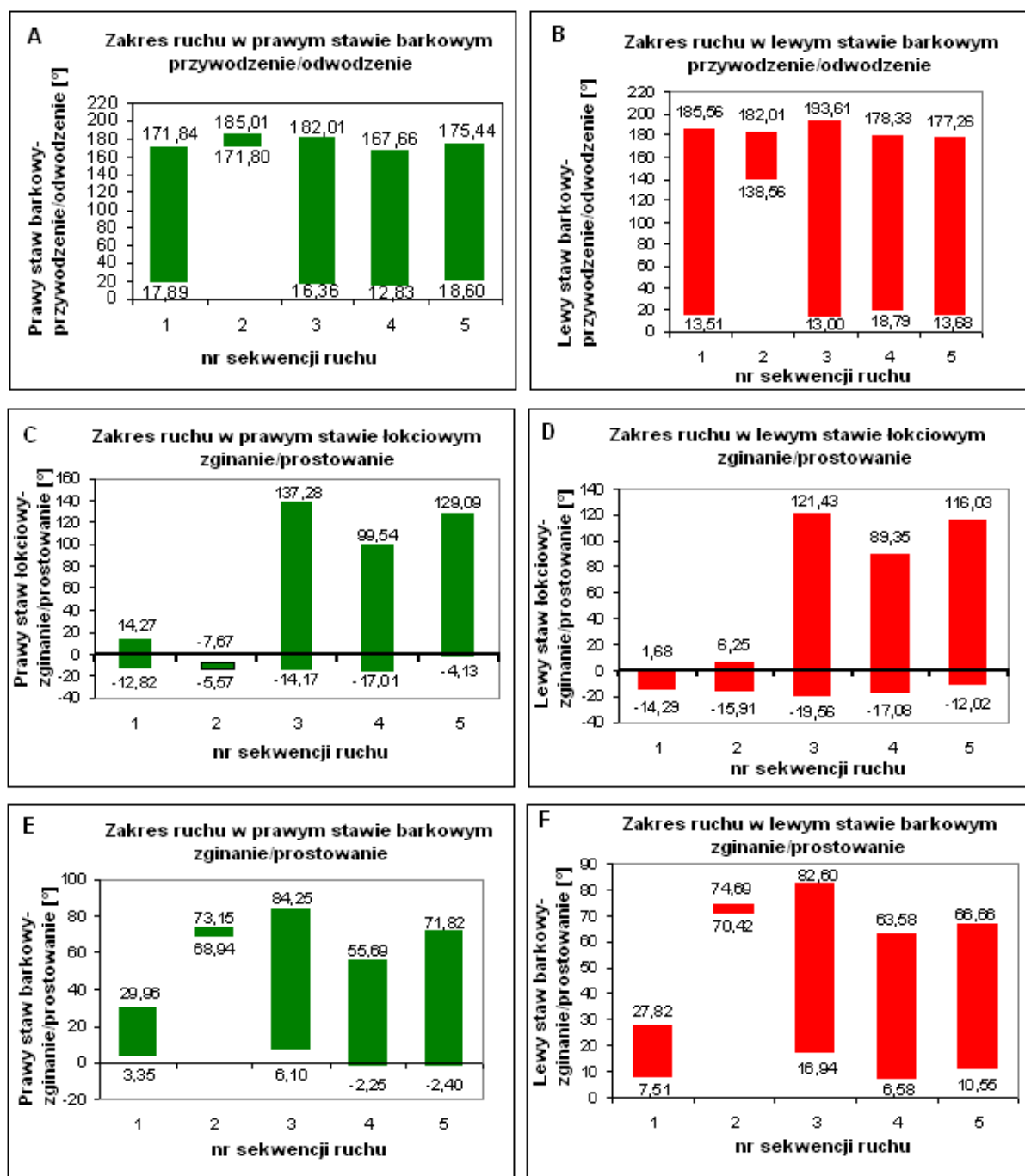
Nr sekwencji ruchu	wykonywany ruch
1	przeniesienie wyprostowanych kończyn górnych nad głowę ruchem odwodzenia w stawie barkowym
2	odwracanie i nawracanie ręki
3	przemieszczenie kończyn górnych w przód
4	naprzemienne przenoszenie kończyn górnych nad głowę ruchem zginania i odwodzenia w stawie barkowym przy równoczesnym zginaniu u prostowaniu w stawie łokciowym
5	sięganie ponad głowę
6	zginanie i prostowanie nadgarstka

## 4. ANALIZA WYNIKÓW

Przeprowadzone badania pozwoliły na wyznaczenie wielkości kinematycznych opisujących ruch kończyny górnej podczas wykonywania każdej z sekwencji ruchowej. W ramach niniejszej pracy porównano zakresy ruchu w stawach barkowym i łokciowym dla wszystkich sekwencji ruchu oraz dokonano analizy kinematyki ruchu w stawie barkowym i łokciowym dla sekwencji nr 4.

### 4.1. Wyznaczenie zakresów ruchu

W celu analizy zakresów ruchu w stawach wyznaczono wartości maksymalne oraz minimalne kątów w stawach kończyny górnej dla ruchów w nich występujących podczas wykonywania każdej z trzech prób danej sekwencji. W kolejnym kroku uśredniono te wartości oraz obliczono zakres ruchu dla stawu barkowego, łokciowego oraz nadgarstkowego dla każdej sekwencji ruchowej (Rys. 1).

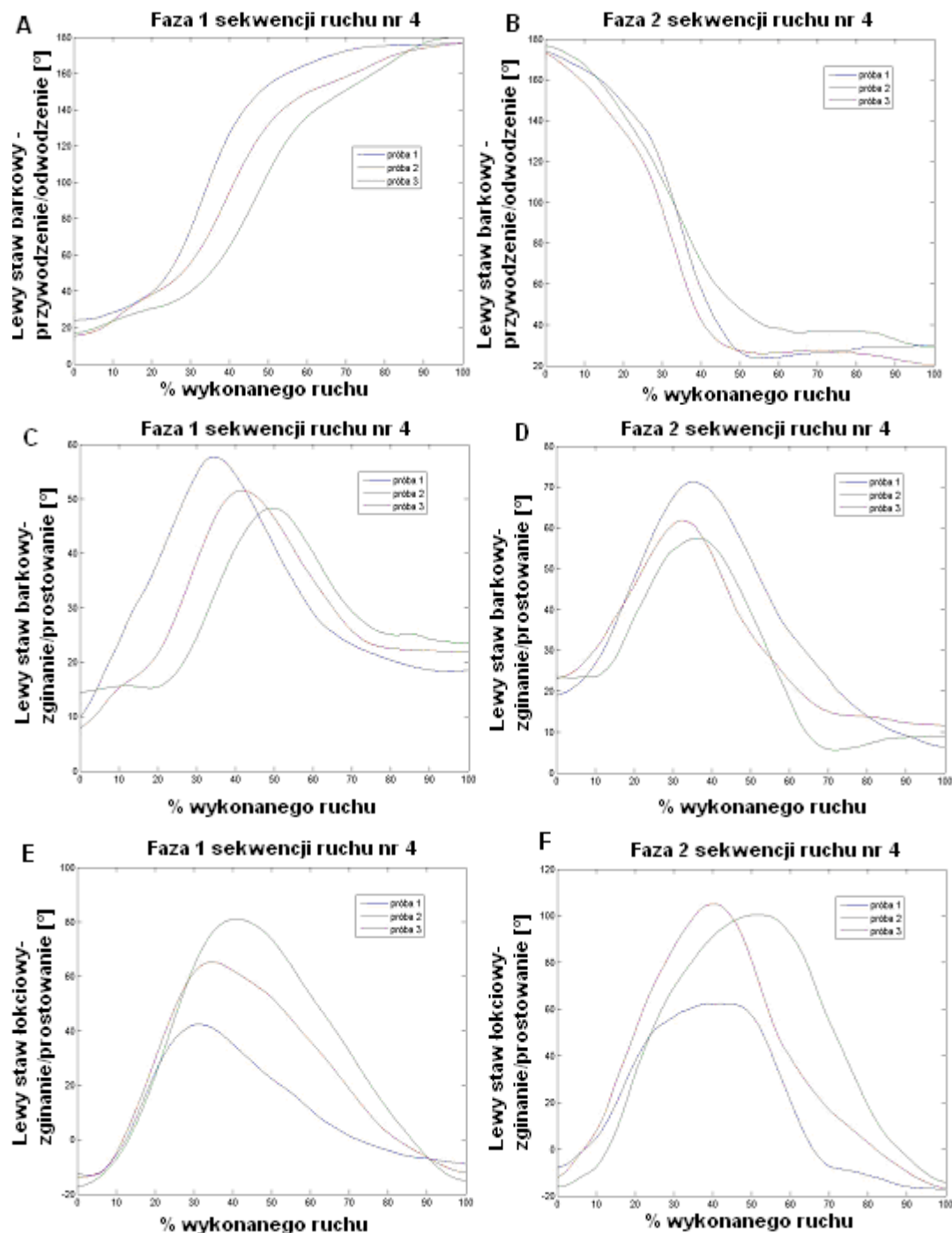


Rys. 1. Zakres ruchu w poszczególnych sekwencjach ruchu dla zginania/prostowania (E,F) i odwodzenia/przywodzenia (A,B) w stawie barkowym oraz zginania/prostowania (C,D) w stawie łokciowym

Stwierdzono, że w większości ruchy były wykonywane symetrycznie – różnice w zakresach kątowych między prawą a lewą kończyną górną wahają się w granicy 10°. Wyjątek stanowi ruch przywodzenia/odwodzenia stawu barkowego podczas wykonywania sekwencji ruchu nr 2, gdzie różnica wynosi 30° oraz ruch zginania/prostowania stawu łokciowego podczas wykonywania sekwencji ruchu nr 2 - 20°.

## 4.2 Badania kinematyki wybranych sekwencji ruchowych

W kolejnym etapie przeprowadzono analizę przebiegów kątowych w stawach z podziałem na fazy ruchu, uwzględniając trzy próby wykonania każdej z sekwencji ruchowej. Rysunek 2 przedstawia porównanie opracowane dla sekwencji nr 4 dla kończyny lewej.



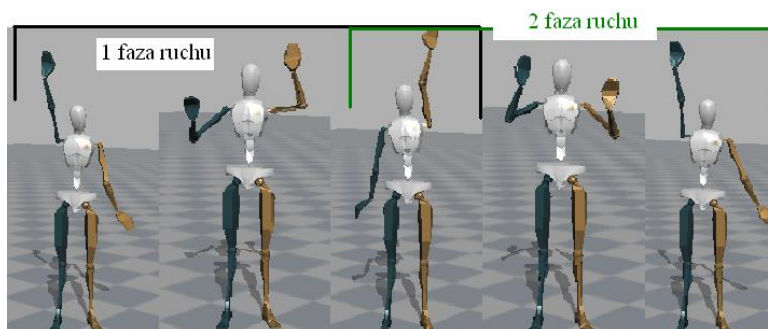
Rys. 2. Przebieg zmian wartości kątowych zginania/prostowania (C,D) i przywodzenia/odwodzenia (A,B) w lewym stawie barkowym oraz zginania/prostowania (E,F) w lewym stawie łokciowym podczas wykonywania sekwencji ruchu nr 4 w pierwszej fazie (A,C,E) oraz w drugiej fazie ruchu (B,D,F)

Ruch w sekwencji 4 polegał na naprzemiennym opuszczaniu i unoszeniu kończyny. Na początku pierwszej fazy prawa kończyna była wyprostowana w stawie łokciowym i uniesiona nad głowę oraz lewa wyprostowana i opuszczona wzdłuż ciała. Z tej pozycji prawa kończyna



poprzez prostowanie w stawie barkowym przy równoczesnym zginaniu, a następnie prostowaniu w stawie łokciowym była opuszczana do pozycji wyprostowanej, skierowanej w dół wzdłuż tułowia. W tym samym czasie lewa kończyna poprzez zginanie w stawie barkowym przy równoczesnym zginaniu, a następnie prostowaniu w stawie łokciowym była unoszona do góry. W czasie drugiej fazy następował analogiczny powrót kończyn do pozycji wyjściowej (rys. 3).

Ze względu na różne czasy trwania każdej z trzech prób tej samej sekwencji ruchowej pojawiła się konieczność wykonania wykresów znormalizowanych czasowo. Umożliwiło to przedstawienie prób na jednym wykresie oraz ich porównanie. Normalizację uzyskano dzięki interpolacji danych w funkcji czasu procentowego.



Rys. 3. Schematyczne przedstawienie sekwencji ruchu nr 4

Największą powtarzalność ruchu można zauważyć dla stawu barkowego przy ruchu odwodzenia/przywodzenia. Ruch zginania/prostowania w pierwszej fazie ma nieznaczne przesunięcia w czasie oraz różnice. Najmniejsza powtarzalność wystąpiła w ruchu w stawie łokciowym.

#### 4.3. Wykorzystanie badań kinematyki w opracowaniu aplikacji terapeutycznej

Przeprowadzone badania pozwoliły na opracowanie aplikacji, które będą mogły być wykorzystane do aktywizacji ruchowej osób wymagających tak przeprowadzonych ćwiczeń rehabilitacyjnych. Opracowane zakresy ruchów wskazują na miejsca rozmieszczenia interaktywnych elementów aplikacji. Scenariusz aplikacji wymaga od osoby grającej wykonywanie ruchów zbliżonych do analizowanych ruchów terapeutycznych.

## 5. DYSKUSJA I WNIOSKI

Badania miały na celu wskazanie sposobu uzyskania wzorca ruchowego, który ma być pomocny przy projektowaniu gier terapeutycznych w środowisku wirtualnej rzeczywistości. Podział sekwencji ruchowych na fazy pozwolił na dokładniejszą analizę zakresu ruchu w stawach oraz przebiegu kąтового podczas wykonywania ruchów złożonych. Poszczególne sekwencje są odpowiednie do oceny zakresu ruchu w odpowiednich stawach. Sekwencja nr 1 pozwala na ocenę zakresu przywodzenie/odwodzenia w stawie barkowym, sekwencja nr 2 rotacji w stawie łokciowym, nr 3, 4 oraz 5 mogą być przydatne do oceny zakresu zginania/prostowania w stawie łokciowym, a sekwencja nr 6 – zginania/prostowania w stawie nadgarstkowym. Uzyskane wykresy prezentują w większości prawidłowo wykonane sekwencje ruchowe. Wyjątek stanowi przedstawiony na Rys.4 przebieg kątowy zginania/prostowania dla lewego stawu łokciowego podczas wykonywania sekwencji ruchowej nr 4, gdzie różnicą pomiędzy pierwszą a trzecią próbą wynosi 40°. Należałoby przeprowadzić konsultację z fizjoterapeutą jak dokładnie powinien wyglądać

wyselekcjonowany przez niego ruch oraz monitorować jego wykonanie w czasie przeprowadzenia badania.

Analiza wyników badań może być pomocna przy projektowaniu gier terapeutycznych w środowisku wirtualnej rzeczywistości, służących do rehabilitacji dzieci z zaburzeniami neurologicznymi, dostosowanej do ich indywidualnych potrzeb. Wartości kątowe pozwalają na wskazanie miejsc związanych z umieszczeniem interaktywnych elementów aplikacji, tak aby można było uruchomić odpowiednie interakcje dopiero po poprawnie wykonanej sekwencji ruchowej. Zarejestrowane trajektorie ruchu stanowią istotny element podczas opracowywania scenariuszy aplikacji tak, aby osoba ćwicząca nieświadomie wykonywała ruchy terapeutyczne.

Wyselekcjonowane przez doświadczoną fizjoterapeutkę sekwencje ruchowe powinny zostać tak wykorzystane w grach, aby młody użytkownik poprawiał swoją motorykę poprzez zabawę. Zastosowany w systemie Cave obraz 3D dodatkowo może wpłynąć pozytywnie na motywację dzieci do wzięcia udziału w rehabilitacji oraz wykonywania większej liczby powtórzeń ćwiczeń.

## LITERATURA

- [1] Guberek R., Levin M., Maxime R. : Motor Learning of the upper limb children with cerebral palsy after virtual and physical ting intervention, International Conference on virtual rehabilitation, Philadelphia, 2013
- [2] Gzik M., Jozsko K., Stachowiak E., Wodarski P.: Przykład implementacji systemów trackingowych oraz systemu cave w procesach rehabilitacyjnych dzieci, Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 7, 2013, s. 59-62
- [3] Kyung Kim, Lee Jeongsu, Won-Kyung Song: Kinematic analysis of upper extremity movement during drinking in hemiplegic subjects, Clinical Biomechanics, vol. 29, 2014, p. 248-256
- [4] MVN User Manual Document MV0319P, Revision D
- [5] Wodarski P., Gzik M., Jurkojć J., Michnik R., Bieniek A.: Wyznaczanie zdolności manipulacyjnych kończyny górnych u dzieci z wykorzystaniem Technologii Wirtualnej Rzeczywistości, Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 8, 2014, s. 163-168

## KINEMATIC PARAMETERS SELECTED PATTERN MOTION SEQUENCES USED IN CLINICAL THERAPY

**Abstract:** The article presents an analysis of ideal motion sequences selected by experienced physiotherapist. The study was performed using MVN BIOMECH system. In the analysis range of motion was indicated for wrist, elbow and shoulder joint for the each selected motion sequence. Additionally, time normalised diagrams with division of motion phase were done. Results will be helpful in projecting therapeutic games in virtual reality environment that can be used for rehabilitation of children with neurological disorders.

**Gabriela KISZKA, Agnieszka CHOJNACKA-BROŻEK**, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

## **WPLYW SPOSOBU PREPARACJI UBYTKU TYPU MOD W PRZEDTRZONOWCACH LECZONYCH ENDODONTYCZNIE NA WYTEŻENIE TWARDYCH TKANEK ZĘBA**

**Streszczenie:** W pracy przedstawiono wpływ poszczególnych metod preparacji ubytku typu MOD (mezjalno-okluzyjno-dystalnego) pod pośrednie wypełnienia koronowe typu inlay, onlay i overlay na wyteżenie twardych tkanek zęba. Wykorzystano numeryczny model zęba przedtrzonowego leczonego endodontycznie odbudowanego wkładami koronowo - korzeniowymi. Zamodelowano geometrię ubytku dla odpowiednich typów rekonstrukcji korony oraz przeprowadzono numeryczną analizę wytrzymałościową modeli w warunkach prawidłowej okluzji w programie ANSYS Workbench.

**Słowa kluczowe:** inlay, onlay, overlay, terapia endodontyczna, MES, zęby przedtrzonowe

### 1. WSTĘP

Schorzenia endodontyczne są zasadniczym powodem zarówno bardzo silnych, jak i przewlekłych bólów zębów. Do połowy XIX wieku ból zębów zwalczano przeważnie za pomocą ekstrakcji [2], a kolejno uzupełniano protetycznie. Obecnie pacjenci znacznie częściej wybierają inną możliwość, a mianowicie zachowanie w takim stopniu jak to możliwe własnych zębów. Podstawą do ich utrzymania jest wprowadzenie leczenia endodontycznego.

Z uwagi na znaczący postęp w stomatologii zachowawczej wypracowano nowe standardy postępowania w rekonstrukcji koron zębów po leczeniu endodontycznym. Jako alternatywę konwencjonalnej metody odbudowy coraz częściej stosuje się pośrednie wypełnienia koronowe (inlay, onlay, overlay). Inlay odbudowuje część powierzchni zgryzowej i ewentualnie powierzchnie styczne (mezjalną i dystalną). Onlay odbudowuje całą powierzchnię zgryzową i obie powierzchnie styczne, a guzki zębowe są ścięte wewnętrznym skosem. Natomiast w przypadku overlay'a odbudowane powierzchnie są analogiczne jak dla onlay'a, z tym że guzki są ścięte połączonym wewnętrznym i zewnętrznym skosem. Rekonstrukcja tym uzupełnieniem protetycznym wymaga jednak, aby ilość pozostałych twardych tkanek zęba (szkliwa i zębiny) pozwalała na uzyskanie odpowiedniego połączenia adhezyjnego.

Idealny materiał do odbudowy części koronowej zęba powinien tworzyć trwałe połączenie z twardymi tkankami zęba i mieć właściwości mechaniczne zbliżone do zębiny. Mimo, że obecnie nie istnieją materiały, które mogłyby całkowicie zastąpić utracone tkanki twarde zęba, to zasadniczo dominującymi materiałami stosowanymi w stomatologii odtwórczej, które w największym stopniu spełniają powyższe wymagania stały się materiały kompozytowe.

Istnieje jednak wiele sprzecznych opinii na temat poszczególnych metod preparacji ubytku. Kluczową kwestią staje się dylemat, czy dodatkowe usunięcie twardych tkanek zęba będzie skutkowało większą wytrzymałością zęba na mikropęknięcia i złamania. Celem zbadania wpływu geometrii opracowania ubytku na wytrzymałość pozostałych twardych tkanek zęba, zamodelowano poszczególne typy koronowych wypełnień pośrednich przyjmując, jako materiał wypełnienia materiał kompozytowy.

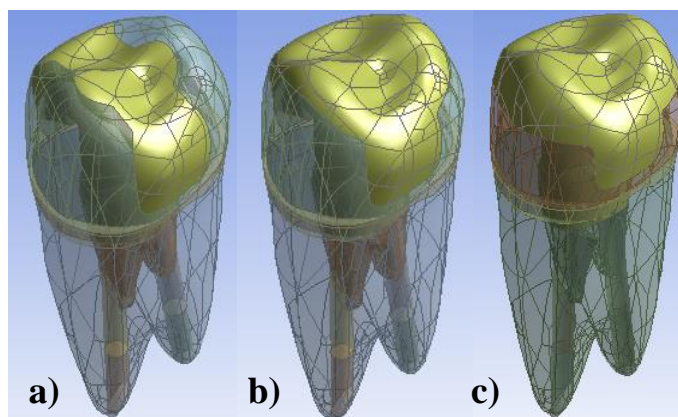
## 2. METODYKA PRACY

Ważnym aspektem pracy było zamodelowanie trzech pośrednich wypełnień koronowych rekonstruujących pierwszy górny ząb przedtrzonowy leczony endodontycznie z ubytkiem typu MOD i odbudowany dwoma wkładami koronowo-korzeniowymi. Poszczególne modele wykonane w programie ANSYS Workbench przedstawia rysunek 1. Geometrię opracowań ubytków wykonano zgodnie z wytycznymi dla lekarzy stomatologów.

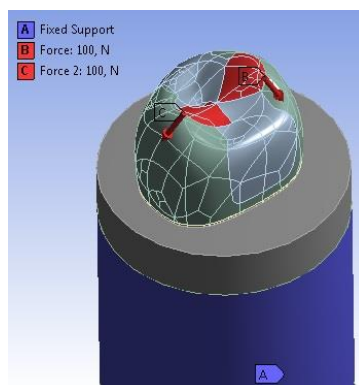
W kolejnych etapach wytrzymałościowej analizy numerycznej dla poszczególnych brył modelu zęba zdefiniowano stałe materiałowe jako izotropowe (tab. 1). Przyjęto schemat obciążenia odpowiadający końcowej fazie cyklu żucia dla siły okluzyjnej 200 [N], natomiast utwierdzenie zrealizowano poprzez osadzenie zęba w wycinku izotropowej kości za pośrednictwem ożębnej z uwzględnieniem struktury dziąsła (rys. 2). Podczas generowania siatki elementów skończonych przeprowadzono wstępne symulacje celem zbadania wpływu dyskretyzacji modelu na wyniki analiz numerycznych.

Tabela 1. Właściwości materiałów przyjęte do analizy [1, 3, 4]

	Dziąsło	Kompozyt	Wkłady koronowo-korzeniowe	Gutaperka	Kość szczęki	Miazga Ożębna	Szkliwo	Zębina	
<b>E [MPa]</b>	19,6	14500	28200	0,69	14000	2	67	84100	18600
<b>v</b>	0,3	0,24	0,23	0,45	0,3	0,45	0,47	0,33	0,31



Rys. 1. Model zęba opracowany pod geometrię: a) inlay'a; b) onlay'a; c) overlay'a



Rys. 2. Sposób utwierdzenia oraz miejsce przyłożenia sił na powierzchni zgryzowej (przykład: model zęba zrekonstruowanego inlay'em)

### 3. WYNIKI NUMERYCZNYCH ANALIZ WYTRZYMAŁOŚCIOWYCH

Najwyższa wartość naprężenia  $\sigma_{\text{HMH}}$  w obrębie powierzchni okluzyjnej (56,40 [N]) oraz na granicy styku szkliwo-wypełnienie (49,44 [N]) wystąpiła dla zęba odbudowanego inlay'em. Dla zęba wypreparowanego pod overlay wartości te wyniosły odpowiednio 31,85 [N] i 26,05 [N] (tab. 3).

Dla zęba opracowanego pod overlay można zaobserwować obszar występowania największych wartości naprężeń  $\tau_{\text{xy}}$  w części korzeniowej zęba w rejonie wkładów koronowo-korzeniowych na wysokości furkacji korzenia (tab. 2).

Tabela 2. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych  $\sigma_{\text{HMH}}$  [MPa] i stycznych  $\tau_{\text{yz}}$  [MPa] w płaszczyźnie policzkowo-podniebiennej

	Ząb zdrowy	Ząb odbudowany inlay'em	Ząb odbudowany onlay'em	Ząb odbudowany overlay'em	Skala
Naprężenia zredukowane $\sigma_{\text{HMH}}$ [MPa]					 15 13,7 12,5 11,3 10,1 8,95 7,75 6,54 5,33 4,12 2,91 1,70 0,5 0
Naprężenia styczne $\tau_{\text{yz}}$ [MPa]	 1,6 1,175 0,75 0,325 -0,1 -0,525 -0,95 -1,375 -1,8 -2,225 -2,65 -3,075 -3,5				 1,5 0,958 0,416 -0,12 -0,66 -1,20 -1,75 -2,29 -2,83 -3,37 -3,91 -4,45 -5

**Tabela 3. Zestawienie maksymalnych wartości naprężeń zredukowanych  $\sigma_{HMH}$  [MPa] w poszczególnych płaszczyznach dla zęba zdrowego i zębów zrekonstruowanych**

Model \ Płaszczyzna	cały ząb	policzkowo-podniebienna	dziąsłowa	furkacji korzenia	wyrostka zębodołowego
Ząb zdrowy	18,25	17,19	2,07	3,31	2,05
Ząb odb. inlay'em	56,40	49,44	5,40	6,20	8,17
Ząb odb. onlay'em	32,80	30,53	6,00	6,72	8,60
Ząb odb. overlay'em	31,85	26,05	6,42	6,94	8,67

#### 4. WNIOSKI

Dla zęba zrekonstruowanego inlay'em ryzyko odłamania guzka w strefie styku materiału wypełnienia oraz twardych tkanek zęba jest największe, z uwagi na występujące w tym rejonie największe obszary koncentracji najwyższych wartości naprężeń. Wnioskiem z przeprowadzonej analizy porównawczej może być wskazanie overlay'a jako bardziej korzystnego sposobu preparacji ubytku MOD zębów przedtrzonowych po leczeniu endodontycznym, ze względu na najkorzystniejszy rozkład naprężeń w części koronowej zęba dla tego typu rekonstrukcji. Należy jednak mieć świadomość, iż na podstawie przeprowadzonych analiz, dla takiej preparacji ubytku ryzyko rozwarstwienia elementów w części korzeniowej zęba jest największe. Jest to związane ze zmniejszającą się ilością pozostałych po preparacji twardych tkanek zęba.

#### LITERATURA

- [1] Chojnacka-Brozek A.: Analiza wytrzymałościowa koron zębów przedtrzonowych leczonych endodontycznie, Rozprawa Doktorska, Politechnika Krakowska, 2013
- [2] Guldener P.H.A., Langeland K.: Endodontologia. Wyd. PZWL, Warszawa 2001
- [3] Jiang W., Bo H., YongChun G., LongXing N.: Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis, The Journal of Prosthetic Dentistry, vol. 103, no. 1, 2010, p.6-12
- [4] [http://www.micerdent.pl/index.php?what=technik&mode=tresc&id\\_kat\\_teknik=6](http://www.micerdent.pl/index.php?what=technik&mode=tresc&id_kat_teknik=6)

### **THE IMPACT OF MOD CAVITY PREPARATION IN ENDODONTICALLY TREATED PREMOLARS ON STRENGTH OF TOOTH HARD TISSUES**

**Abstract:** The paper presents the impact of MOD (Mezial-Occlusal-Distal) cavity preparation for indirect restorations type inlay, onlay and overlay. The numerical model of premolar tooth treated endodontically with the use of root dowels has been used. It has been modeled the geometry of cavity for the respective types of crown reconstruction and executed the numerical strength analysis of tooth models under normal occlusion to ANSYS Workbench program.

**Anna KRÓL**, SKN Inżynierii Biomateriałów „Synergia”, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

**Witold WALKE**, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

**Marcin BASIAGA**, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

## OCENA WYBRANYCH WŁASNOŚCI UŻYTKOWYCH WARSTWY $\text{SiO}_2$ NANIESIONEJ NA POWIERZCHNIĘ STOPU Ni-Ti

**Streszczenie:** W pracy przeprowadzono ocenę własności elektrochemicznych w oparciu o badania impedancyjne stopu Ni-Ti z naniesioną warstwą  $\text{SiO}_2$ . Pomiary przeprowadzono z wykorzystaniem systemu pomiarowego Auto Lab PGSTAT 302N wyposażonego w moduł FRA2. Jako elektrodę odniesienia zastosowano nasyconą elektrodę kalomelową. Elektrodę pomocniczą stanowił drut platynowy. W celu zasymulowania warunków występujących w środowisku rzeczywistym pomiary przeprowadzono w roztworze Tyrode'a w temperaturze  $T = 37 \pm 1^\circ\text{C}$  i  $\text{pH} = 6,8 \pm 0,2$ . W celu określenia przyczepności warstwy  $\text{SiO}_2$  do podłoża metalowego przeprowadzono badania scratch-test. Do tego celu zastosowano platformę otwartą wyposażoną w MicroCombi-Tester firmy CSM. Podsumowując, przeprowadzone badania jednoznacznie wykazały, że warstwa  $\text{SiO}_2$  jest przydatna dla poprawy biokompatybilności stopu Ni-Ti.

**Słowa kluczowe:** Ni-Ti, zol-żel,  $\text{SiO}_2$ , adhezja, EIS

### 1. WSTĘP

Stopy Ni-Ti stosowane na implanty kostne ze względu na swoje własności fizyczne pozwalają na skrócenie czasu leczenia. Stop ten charakteryzuje się dużą podatnością do samopasywacji w powietrzu, jak i w kontakcie z płynami fizjologicznymi człowieka. Otrzymane w ten sposób cienkie warstwy tlenkowe z dominującym tlenkiem  $\text{TiO}_2$  wydają się być jednak niewystarczające. Podstawową wadą tak wytworzonej warstwy tlenkowej jest zawartość tlenków Ni która może powodować wywoływanie odczynów okołowszczepowych [1-2]. Stąd też coraz częściej przeprowadza się różnorakie modyfikacje powierzchni, które mają na celu polepszenie jego biokompatybilności oraz odporności korozyjnej w środowisku tkanek i płynów ustrojowych poprzez nanoszenie na powierzchnię dodatkowej słabo rozpuszczalnej warstwy powstrzymującej reagowanie materiału w organizmie ludzkim.

Jednym z pierwiastków dobrze tolerowanych przez organizm jest krzem który charakteryzuje się również stosunkowo wysoką odpornością na korozję [2, 3]. Warstwy  $\text{SiO}_2$  można nanosić różnymi metodami m.in. metodą zol-żel umożliwiającą nakładanie jednorodnych i czystych struktur na powierzchnię materiału. Celem pracy była ocena przydatności warstwy jako bariery zabezpieczającej stop Ni-Ti przed oddziaływaniem środowiska płynów fizjologicznych człowieka zweryfikowano w badaniach EIS oraz scratch-test.

## 2. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

Do badań zastosowano stop Ni-Ti w postaci taśmy. Próbki do badań o powierzchni  $1 \text{ cm}^2$  podzielono na trzy grupy po 3 sztuki. Pierwszą grupę poddano obróbce powierzchniowej poprzez polerowanie elektrochemiczne, drugą dodatkowo spasywowano chemicznie w wodzie demineralizowanej ( $T = 100^\circ\text{C}$ , czas  $t = 15 \text{ min.}$ ). Następnie na powierzchnię trzeciej grupy próbek nałożono warstwę  $\text{SiO}_2$  metodą zol-żel ( $v = 3.0 \text{ cm/min}$ ,  $T = 430^\circ\text{C}$ ,  $t = 60 \text{ min}$ ) z zastosowaniem prekursora:  $\text{Si}(\text{OC}_2\text{H}_5)_4$ ,  $\text{Si}(\text{OCH}_3)_4$ , EtOH, HCl (katalizator). Metodyka ta została ustalona na podstawie wcześniejszych doświadczeń współautorów [4]. Wszystkie próbki przed badaniami zostały oczyszczone w płuczce ultradźwiękowej, w alkoholu etylowym 96% przez  $t = 5 \text{ min.}$ , a następnie poddane procesowi sterylizacji parą wodną pod ciśnieniem w autoklawie ( $T = 135^\circ\text{C}$ ,  $t = 12 \text{ min}$ ,  $p = 0,1 \text{ bar}$ ).

### 2.1. Badanie adhezji warstwy do podłoża

Pomiar przyczepności warstwy  $\text{SiO}_2$  do podłoża został przeprowadzony metodą zarysowania (scratch-test), używając w tym celu platformy otwartej wyposażonej w Micro – Combi - Tester firmy CSM zgodnie z normą. W celu ustalenia wartości sił krytycznych  $L_{C1}$  oraz  $L_{C2}$  wyznaczono następujące parametry tj.: siłę tarcia  $F_T$ , współczynnika tarcia  $\mu$ , głębokość penetracji  $P_d$ , profil powierzchni  $P_f$  oraz na podstawie obserwacji makroskopowych na mikroskopie stanowiącym integralną część platformy. Badania przeprowadzono przy narastającej sile  $FN = 0,03 \div 20\text{N}$  oraz parametrach pracy: szybkość obciążania  $10\text{N/min}$ , prędkość przesuwu stolika  $10\text{mm/min}$ , długość rysy  $\sim 3\text{mm}$ .

### 2.2. Badania impedancyjne

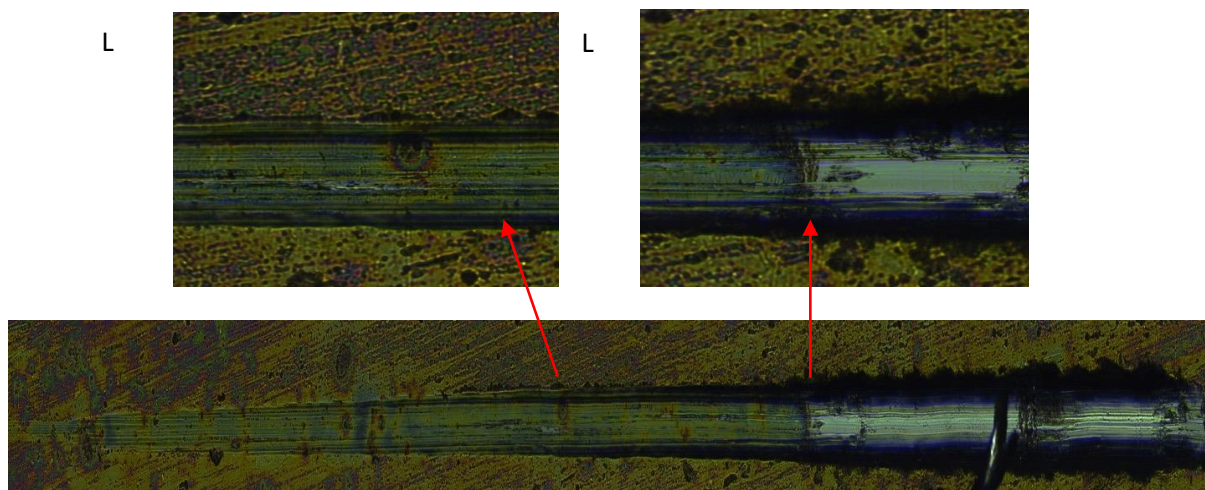
Właściwości elektrochemiczne powierzchni określono podczas badania elektrochemicznej spektroskopii impedancyjnej (EIS) z wykorzystaniem systemu pomiarowego Auto Lab PGSTAT 302N wyposażonego w moduł FRA2 w roztworze Tyrode'a ( $T = 37 \pm 1^\circ\text{C}$  i  $\text{pH} = 6,8 \pm 0,2$ ). Jako elektrodę odniesienia zastosowano elektrodę chloro-srebrową. Elektrodę pomocniczą stanowił drut platynowy. Badania zostały przeprowadzone w zakresie częstotliwości  $10^4 - 10^{-3} \text{ Hz}$ . Amplituda napięcia sinusoidalnego sygnału wzbudzającego wynosiła  $10 \text{ mV}$ . Podczas badań wyznaczono impedancyjne widma układu na których podstawie dopasowano układy zastępcze oraz wyznaczono liczbowe wartości oporności  $R$  i pojemności  $C$ . Widma impedancyjne badanych układów zostały przedstawione w postaci diagramów Bode i Nyquista. Spektra EIS otrzymane podczas badania zostały dopasowane do elektrycznych układów zastępczych metodą najmniejszych kwadratów, co pozwoliło na scharakteryzowanie impedancji granicy faz biomateriał-warstwa-roztwór poprzez aproksymację danych impedancyjnych za pomocą modelu elektrycznego obwodu zastępczego [5].

## 3. WYNIKI BADAŃ

### 3.1. Wyniki badań adhezji warstwy do podłoża

Wartości sił przy jakich następuje odprysk  $L_{C1}$  oraz delaminacja warstwy  $L_{C2}$  przedstawiono w tabeli 1. Graficzna postać zarysowania powstałego podczas badań scratch-test przedstawiono na rys. 1.





Rys. 1. Graficzne przedstawienie zarysowania powstałego podczas badania scratch-test

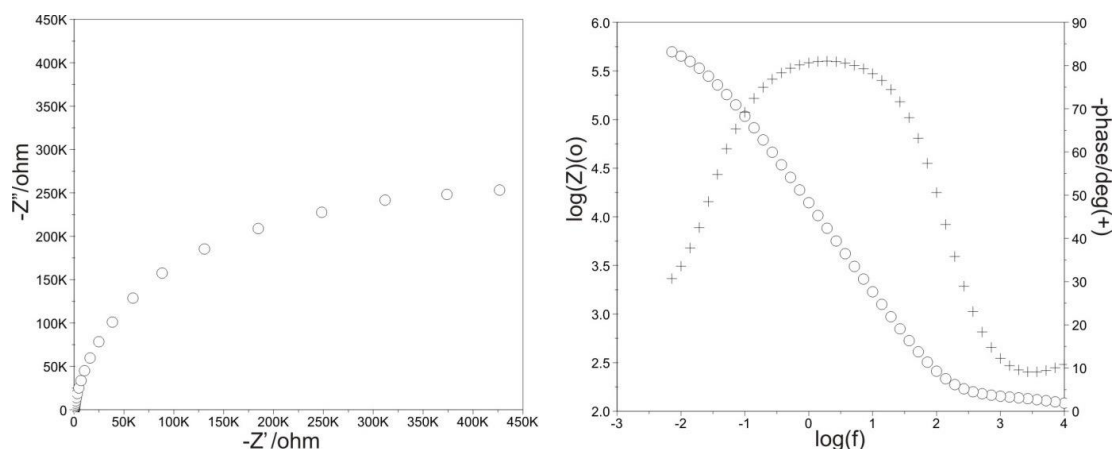
Tabela. 1. Wartości obciążeń krytycznych uzyskanych podczas badania adhezji warstwy SiO<sub>2</sub> do podłoża

$L_{C1}, N$	$L_{C2}, N$
13,68	20,55
10,22	21,07
10,82	17,79
$\bar{X} = 11,57$	$\bar{X} = 19,80$

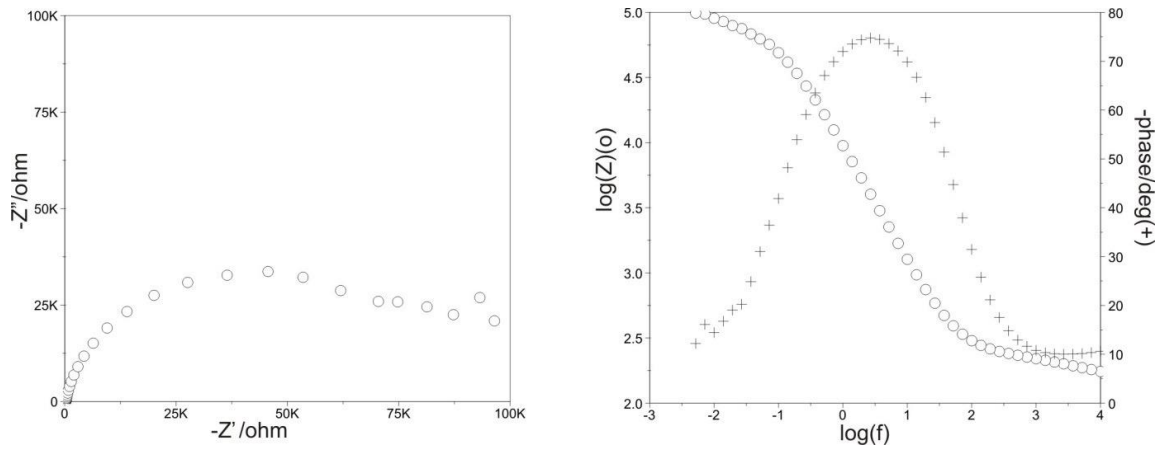
Średnie wartości obciążeń krytycznych uzyskanych podczas badań adhezji warstwy SiO<sub>2</sub> do podłoża wynoszą kolejno  $L_{C1} = 11,57 N$ ,  $L_{C2} = 19,8 N$ . Na rys. 1 przedstawiono miejsca na zarysowaniu którym wartości te odpowiadają.

### 3.3. Wyniki badań impedancyjnych

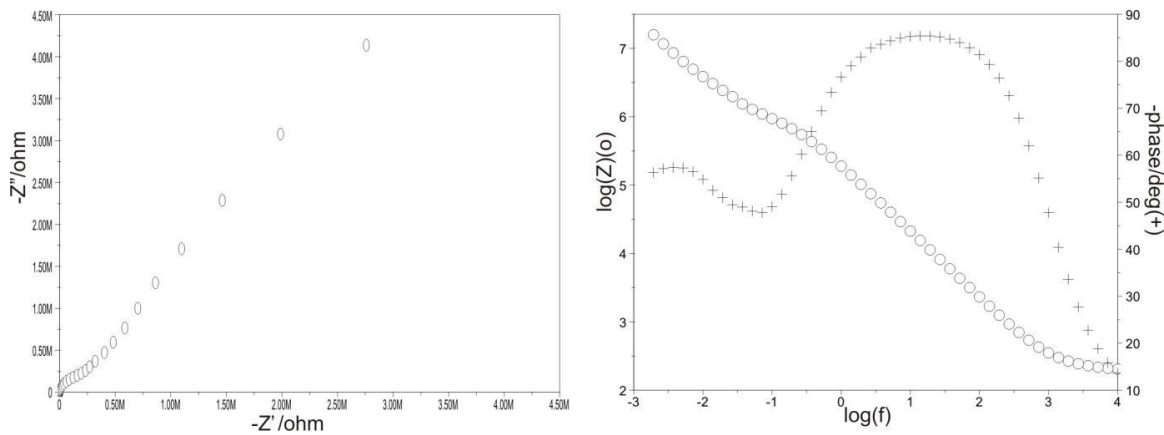
Zarejestrowane widma impedancyjne dla próbki o powierzchni polerowanej, pasywowanej oraz z naniesioną warstwą SiO<sub>2</sub> przedstawiono na rys. 2, 3 i 4. Z kolei uzyskane na podstawie schematów zawierających wartości parametrów opisujących charakter warstw zestawiono w tabeli 2.



Rys. 2. Widma impedancyjne zarejestrowane dla próbki o powierzchni polerowanej: a) wykres Nyquista, b) diagram Bode

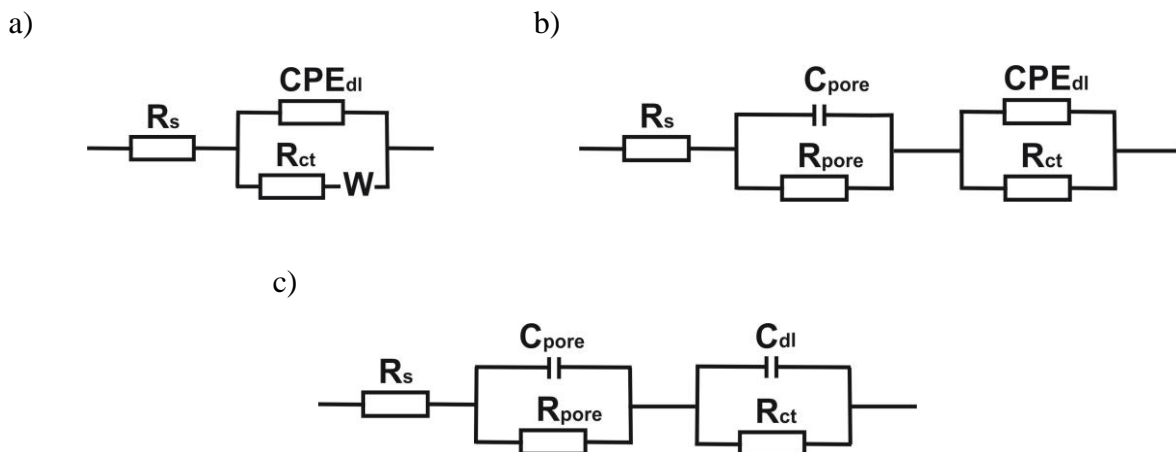


Rys. 3. Widma impedancyjne zarejestrowane dla próbki o powierzchni pasywowanej: a) wykres Nyquista, b) diagram Bode



Rys. 4. Widma impedancyjne zarejestrowane dla próbki z naniesioną warstwą  $\text{SiO}_2$ : a) wykres Nyquista, b) diagram Bode

Na podstawie uzyskanych wykresów dopasowano modele zastępcze, które są modelami fizycznymi opisującymi zjawiska występujące w danym układzie. Najlepsze dopasowanie eksperymentalnych widm impedancyjnych uzyskano przy zastosowaniu elektrycznych obwodów zastępczych przedstawionych na rysunku 5.



Rys. 5. Elektryczne obwody zastępcze dla układu korozyjnego Ni-Ti – roztwór Tyrode'a: a) powierzchnia polerowana, b) powierzchnia pasywowana, c) warstwa  $\text{SiO}_2$

Tabela 2. Wyniki badań elektrochemicznych

Rodzaj próbki	R <sub>s</sub> , Ω	C <sub>pore</sub> , μF	R <sub>pres</sub> , kΩ	R <sub>ct</sub> , kΩ	Y <sub>0</sub>	n	E <sub>OCP</sub> , mV	W, μΩ	C <sub>dl</sub> , μF
Polerowana	68	-	-	481	0,1333E-4	0,92	+60	40	-
Pasywowana	67	24	75	500	0,6909E-4	0,72	+125	-	-
Z warstwą SiO <sub>3</sub>	68	2	270	6040	-	-	+144	-	14

#### 4. PODSUMOWANIE WYNIKÓW BADAŃ

Wieloletnie doświadczenia w stosowaniu wszczepów wytwarzanych ze stopu Ni-Ti wykazały, że tego rodzaju implanty zawsze w jakimś stopniu ulegają niekorzystnym interakcjom z otaczającym je środowiskiem tkankowym. Dlatego też w celu poprawy biokompatybilności niezbędna jest odpowiednia modyfikacja, której celem będzie zmiana własności fizykochemicznych warstwy powierzchniowej wyrobu z zachowaniem niezmiennych własności mechanicznych materiału bazowego. Modyfikacji takich dokonuje się np. poprzez nanoszenie warstw tlenkowych w procesach pasywacji chemicznej i utleniania anodowego. Coraz częściej do tych celów stosuje się metodę zol-żel, która pozwala na nakładanie jednorodnych i czystych struktur na powierzchnię materiału. Istotnym elementem w zagadnieniach dotyczących warstw powierzchniowych jest jej szczelność oraz odpowiednia adhezja po modyfikowanym podłożu. Stąd też autorzy pracy, w celu określenia tych własności przeprowadzili badania EIS i scratch-test.

Uzyskane wartości obciążeń krytycznych podczas badań adhezji wykazały bardzo dobre przyleganie warstwy do powierzchni stopu w porównaniu do innych biomateriałów metalowych [6]. Wyniki przeprowadzonych badań EIS potwierdziły, że warstwa SiO<sub>2</sub> posiada bardzo dobre własności zabezpieczające stop Ni-Ti przed oddziaływaniem środowiska korozyjnego. Dodatkowo, w badaniach wykazano, że zastosowanie procesu polerowania elektrochemicznego, który jest prowadzony w celu uzyskania odpowiedniej chropowatości powierzchni było niewystarczające. Po tej obróbce w układzie zastępczym pojawiła się impedancja Warburga, świadcząca o zjawiskach dyfuzyjnych zachodzących na granicy faz: biomateriał – roztwór. Korzystne, wydaje się być również zastosowanie procesu pasywacji chemicznej przed nakładaniem powłoki SiO<sub>2</sub>.

Podsumowując, przeprowadzone badania dla stopu Ni-Ti po różnych zabiegach powierzchniowych jednoznacznie wykazały, że warstwa SiO<sub>2</sub> jest przydatna i w sposób zdecydowany poprawia jego biokompatybilność w środowisku tkanek i płynów fizjologicznych.

#### LITERATURA

- [1] Shabalovskaya S.: Surface, corrosion and biocompatibility aspects of Ni-Tinol as an implant material, *Bio Med Mater Eng*, vol. 12, 2002, p.
- [2] Cui Z., Man H., Yang X.: The corrosion and nickel release behavior of laser surface-melted Ni-Ti shape memory alloys in Hanks solution, *Surface and Coatings Technology*, vol. 192, Issue: 2-3, 2005, 347-353
- [3] Schmehl J.M., Harder C., Wendel H. P., Claussen C. D., Tepe G.: Silicon carbide coating of nitinol stents to increase antithrombogenic properties and reduce nickel release, *Cardiovasc Revasc Med*. vol. 9, Issue 4, 2008, p.255-262

- [4] Walke W., Paszenda Z., Karasiński P., Marciniak J.: TiO<sub>2</sub> and SiO<sub>2</sub> layer deposited by sol-gel method on the Ti6Al7Nb alloy for contact with blood, AMSE, 2012, vol. 55, no.2, p. 78-84
- [5] Trzaska M., Trzaska Z: Elektrochemiczna spektroskopia impedancyjna w inżynierii materiałowej. Wyd OWPW, Warszawa, 2010
- [6] W. Walke, Z. Paszenda, M. Basiaga, P. Karasiński, M. Kaczmarek, EIS study of SiO<sub>2</sub> oxide film on 316L stainless steel for cardiac implants, Information technologies in biomedicine, vol. 4, 2014, p. 403-410

## **EVALUATION OF THE USEFUL PROPERTIES OF SiO<sub>2</sub> LAYER COATED ON Ni-Ti ALLOY**

**Abstract:** The project included studies about electrochemical properties based on impedance Ni-Ti alloy with an SiO<sub>2</sub> layer. The measurements were performed by using Auto Lab PGSTAT 302N system, equipped in FRA module. As a reference electrode, were used saturated chloro – silver electrode. An auxiliary electrode was a platinum wire. To provide and simulate conditions in real environment, measurements were performed in Ringer solution at the temperature of  $37 \pm 1$  ° C and  $\text{pH} = 6.8 \pm 0.2$ . To define the SiO<sub>2</sub> layers adhesion to metal substrate, it was made the scratch – test . We used the CSM's open platform equipped with MicroCombi – Tester. In conclusion, the studies which were made showed clearly, that the SiO<sub>2</sub> layer is useful to improve biocompatibility of Ni-Ti alloy.

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

## **MODELOWANIE I ANALIZA MES IMPLANTU STOMATOLOGICZNEGO POD ODBUDOWĘ UZĘBIENIA**

**Streszczenie:** W artykule przedstawiono wyniki analizy MES modelu żuchwy wraz z wszczepionym implantem stomatologicznym. Przeprowadzona analiza miała na celu zbadanie interakcji pomiędzy tkanką kostną żuchwy a wszczepem śródkostnym poprzez określenie rozkładu naprężeń w żuchwie i implancie, odkształceń oraz przemieszczeń występujących w obu elementach przy ich funkcjonalnym obciążeniu. Uwzględniono różne sposoby zamodelowania tkanki kostnej oraz zbadano różnice w funkcjonowaniu zespołu żuchwa – implant, wynikające z zastosowania różnych materiałów przy produkcji łącznika implantu.

**Słowa kluczowe:** implant stomatologiczny, MES, żuchwa

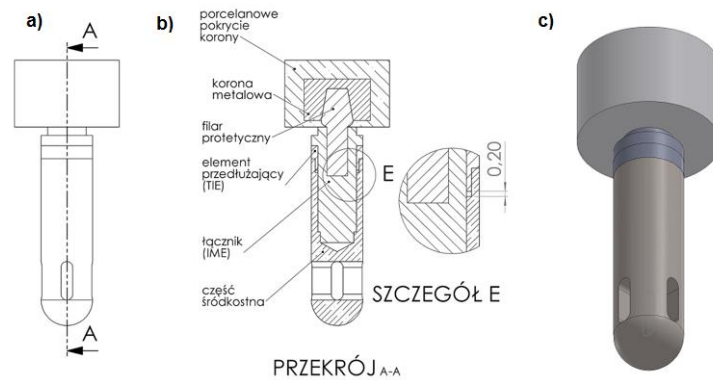
### **1. WSTĘP**

Problem braków zębowych dotyczy ludzi w różnym wieku. Zaopatrzenie protetyczne pozwala na rekonstrukcję brakującego uzębienia, lecz nie zawsze możliwe jest odtworzenie pełnej funkcjonalności układu stomatognatycznego. Aby zapobiec resorpcji kości szczęk i stymulować ich funkcjonalną przebudowę, konieczne jest występowanie w nich naprężenia. Najlepsze wyniki daje zaopatrzenie protetyczne oparte na wszczepach śródkostnych. W celu zbadania oddziaływania pomiędzy tkanką kostną a implantem przeprowadza się liczne testy przedkliniczne, które często w początkowym stadium bazują na analizach metodami komputerowymi. Najczęściej stosowaną i najbardziej uznaną metodą jest Metoda Elementów Skończonych (MES). W pracy przedstawiono wyniki analizy MES przykładowego systemu implantacyjnego w celu określenia jego interakcji z tkanką kostną.

### **2. PROCES MODELOWANIA SYSTEMU IMPLANTACYJNEGO**

#### **2.1. Model implantu stomatologicznego.**

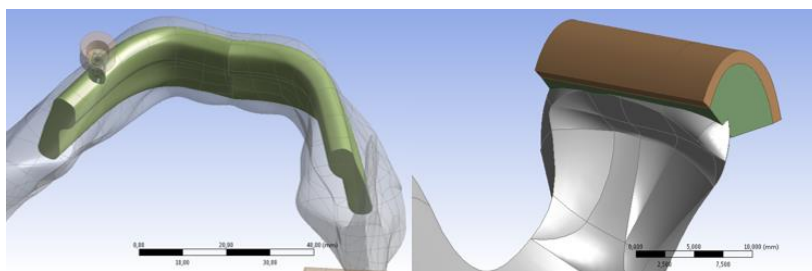
Model implantu stworzony został w oparciu o system implantacyjny IMZ Original 4.0 w oprogramowaniu SolidWorks 2013. Aby ułatwić analizę wprowadzono uproszczenia polegające głównie na pominięciu nagwintowań poszczególnych komponentów. Takie uproszczenie może spowodować wystąpienie koncentracji naprężeń na skutek innego przenoszenia naprężenia przez części implantu oraz zmiany pola powierzchni przylegania komponentów pomiędzy sobą. Stworzony model zobrazowano na rysunku 1.



Rys. 1. Model implantu. Rzut boczny (a), przekrój (b), model przestrzenny (c)

## 2.2. Złożenie żuchwa – implant. Modyfikacje bryły żuchwy

W istniejącym modelu żuchwy należało wykonać niezbędne modyfikacje, pozwalające na połączenie z modelem implantu oraz na przeprowadzenie analizy w sposób poprawny, m.in. zamodelowanie łoża kostnego, uproszczonych stawów skroniowo – żuchwowych, wypełnienie otworów przelotowych implantu dopasowaną bryłą oraz wyodrębnienie z żuchwy części reprezentującej strukturę trabekularną. Wszelkie operacje modyfikacji żuchwy wykonano w programie ANSYS Workbench 12.1. Operacji złożenia modelu kości żuchwy oraz implantu dokonano poprzez użycie odpowiednich wiązań pomiędzy krawędziami elementów w programie SolidWorks 2013. Modyfikacje modelu żuchwy oraz złożenie przedstawiono na rysunku 2.



Rys. 2. Złożenie żuchwa-implant z wyodrębnioną strukturą trabekularną (z lewej) oraz model uproszczonego stawu skroniowo-żuchwowego (z prawej)

## 3. ANALIZA MES

### 2.3. Przygotowanie analizy MES

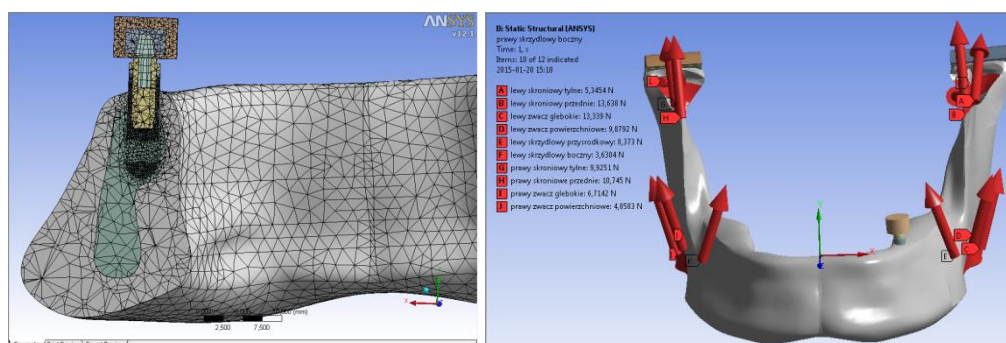
W badaniach przedstawiono wyniki dla modeli, w których kość żuchwy zamodelowano jako materiał ortotropowy homogeniczny, a także z wyodrębnioną strukturą trabekularną i korową dla kości zdrowej oraz przy założeniu występowania osteoporozy. Modele różniły się także rodzajem materiału łącznika (tytan oraz polioksymetylen). Wartości modułu Younga  $E$ , modułu Kirchhoffa  $G$  oraz liczby Poissona  $\nu$  materiałów wykorzystanych w analizach zostały przyjęte w oparciu o dane literaturowe (Ichim et al. 2006, Nagasao 2009, Tie et al. 2006, Milewski et al. 2010, Huang et al. 2007, Mishra et al. 2011). Dla żuchwy zdrowej (izotropowej): struktura korowa  $E=15000$ ,  $\nu=0.3$ , struktura trabekularna  $E=1500$ ,  $\nu=0.3$ . Dla żuchwy osteoporotycznej (izotropowej): struktura korowa  $E=14700$ ,  $\nu=0.3$ , struktura trabekularna  $E=490$ ,  $\nu=0.3$ . Dla żuchwy zdrowej (ortotropowej):  $E_{11}=11300$ ,  $E_{22}=12500$ ,  $E_{33}=25000$ ,  $G_{12}=3900$ ,  $G_{13}=4800$ ,  $G_{23}=5700$ ,  $\nu_{12}=\nu_{21}=0.433$ ,

$v_{23}=v_{32}=0.229$ ,  $v_{13}=v_{31}=0.236$ . Pozostałe materiały użyte w modelu zdefiniowano jako materiały izotropowe: polioksymetylen  $E=3450$ ,  $\nu=0.35$ , kość skroniowa  $E=15000$ ,  $\nu=0.32$ , krążek stawowy  $E=50$ ,  $\nu=0.45$ , porcelana  $E=70000$ ,  $\nu=0.19$ , tytan  $E=116000$ ,  $\nu=0.34$ .

Należało także odpowiednio zmodyfikować siatkę elementów skończonych, aby poprawić jej parametry, usuwając elementy silnie zdegenerowane.

Schemat obciążenia odpowiadał siłom wywieranym przez mięśnie żwaczowe w rejonie zębów bocznych. Zamodelowano pracę poszczególnych mięśni: skroniowego (z podziałem na włókna tylne i przednie), żwacza (z podziałem na włókna głębokie i powierzchniowe), skrzydłowego przyśrodkowego oraz skrzydłowego bocznego. Miejsca działania sił określono na podstawie występowania anatomicznych przyczepów mięśni. Wartości działającego obciążenia zostały przyjęte za literaturą (Nagasao, 2009) uwzględniając nacisk w rejonie zębów bocznych. Uwzględniono także asymetrię wartości działających sił, która wynika z braku występowania naturalnych więzadeł w rejonie implantu, a co za tym idzie podwyższonych wartości obciążeń zgryzowych. W badaniach przyjęto uproszczenie oparte na uśrednieniu wartości oraz kierunków działania poszczególnych sił mięśniowych. Ze względu na brak możliwości przyłożenia sił do pojedynczych węzłów siatki na importowanej geometrii w programie ANSYS Workbench 12.1, posłużono się powierzchniami w obrębie kości żuchwy, które najlepiej odzwierciedlały rozmieszczenie i obszar przyczepu poszczególnych mięśni.

Model utwierdzono na powierzchniach kości skroniowej w stawach skroniowo – żuchwowych oraz na powierzchni korony implantu. Sposób obciążenia modelu oraz widok siatki przedstawiono na rysunku 3.



Rys. 3. Sposób obciążenia modelu (z lewej) oraz widok siatki (z prawej)

## 2.4. Wyniki analizy

W tabeli 1 przedstawiono klasyfikację modeli użytych do analizy wraz z opisem. Modele w poszczególnych grupach różniły się pomiędzy sobą jedynie materiałem łącznika IME, zaś grupy wydzielono ze względu na różne sposoby zamodelowania kości żuchwy. Przedstawiona numeracja modeli obowiązuje w całej pracy.

Tabela 1. Klasyfikacja oraz opis modeli użytych do analizy

		Sposób zamodelowania kości żuchwy	Materiał łącznika IME
Grupa 1	Model 1	Budowa homogeniczna, m.ortotropowy	Tytan
	Model 2	Budowa homogeniczna, m.ortotropowy	Polioksymetylen
Grupa 2	Model 3	Podział na struktury korową i trabekularną, m. izotropowy	Tytan

	Model 4	Podział na struktury korową i trabekularną, m. izotropowy	Polioksymetylen
Grupa 3	Model 5	Osteoporoza, podział na struktury korową i trabekularną, m. izotropowy	Tytan
	Model 6	Osteoporoza, podział na struktury korową i trabekularną, m. izotropowy	Polioksymetylen

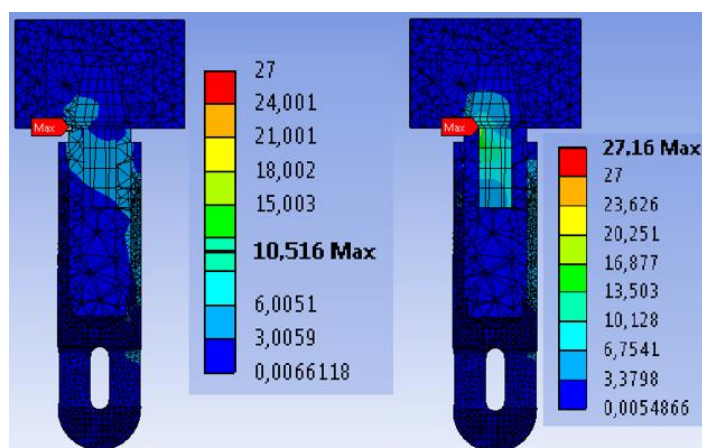
Na podstawie przeprowadzonej analizy zauważono, że zastosowanie łącznika wykonanego z polioksymetylenu skutkuje przeniesieniem naprężeń na filar protetyczny, a także wzrostem maksymalnych wartości naprężenia zredukowanego nawet o 61%. Wartości maksymalne naprężenia zredukowanego  $\sigma_{\text{HMH}}$  dla poszczególnych komponentów modelu zebrano w tabeli 2.

Tabela 2. Maksymalne wartości naprężenia zredukowanego

	Naprężenie zredukowane $\sigma_{\text{HMH}}$ [MPa]					
	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
<b>Kość korowa</b>			4,49	5,25	5,78	5,58
<b>K. trabekularna</b>	4,07	4,56	0,54	0,51	0,35	0,33
<b>Wszczep</b>	9,13	13,63	10,01	15,35	14,07	15,57
<b>Element TIE</b>	6,71	10,53	7,41	10,82	7,60	10,98
<b>Łącznik IME</b>	10,52	2,77	9,29	2,83	9,71	2,84
<b>Filar</b>	5,96	27,16	4,72	25,71	4,77	25,76
<b>Korona metalowa</b>	4,11	5,52	3,19	5,31	3,15	5,30
<b>K. porcelanowa</b>	6,99	8,85	5,90	8,88	6,00	9,03

Z danych przedstawionych w tabeli 2 wynika, że dla modeli z podziałem na struktury trabekularną i korową (3-6), najmniejsza wartość naprężenia zredukowanego  $\sigma_{\text{HMH}}$  wystąpiła w strukturze trabekularnej, zaś największa we wszczepie i tytanowym łączniku IME. Dla modeli z kością o budowie homogenicznej (1 i 2), największe wartości naprężenia  $\sigma_{\text{HMH}}$  występują w łączniku IME (łącznik tytanowy) lub elemencie przedłużającym TIE (dla modelu z łącznikiem polioksymetylenowym).

Na rysunku 4 przedstawiono przykładowe uzyskane mapy rozkładu naprężenia  $\sigma_{\text{HMH}}$  w obrębie implantu.



Rys. 4. Przykładowe mapy rozkładu naprężenia  $\sigma_{\text{HMH}}$  w obrębie implantu dla modelu 1 (z lewej) oraz modelu 2 (z prawej)



Maksymalne wartości bezwzględne przemieszczeń kierunkowych zebrano w tabeli 3.

**Tabela 3. Maksymalne wartości bezwzględne przemieszczeń kierunkowych dla implantów**

	$U_x$ (max) [mm]	$U_y$ (max) [mm]	$U_z$ (max) [mm]
<b>Model 1</b>	0,0002	0,0004	0,0010
<b>Model 2</b>	0,0006	0,0012	0,0007
<b>Model 3</b>	0,0008	0,0005	0,0008
<b>Model 4</b>	0,0007	0,0013	0,0005
<b>Model 5</b>	0,0008	0,0005	0,0008
<b>Model 6</b>	0,0008	0,0013	0,0005

Przemieszczenia występujące w implancie są niewielkie (max. 0,0013 mm względem osi Y), co świadczy o poprawności zakotwiczenia implantu w kości. W przypadku przemieszczeń względem osi Y widać wyraźny wzrost ich wartości dla analogicznych modeli z łącznikiem z tworzywa sztucznego niż dla modeli z łącznikiem tytanowym (wzrost o ok. 70%).

Analizie poddano również intensywność odkształceń występujących w kości żuchwy. Wartości maksymalne intensywności odkształcenia  $\varepsilon_{int}$  przedstawiono w tabeli 4.

**Tabela 4. Wartości maksymalne intensywności odkształceń**

		<b>Wartości maksymalne intensywności odkształceń</b> $\varepsilon_{int}$ [ $\times 10^{-4}$ ]
<b>Grupa 1</b>	Model 1	3,09
	Model 2	4,59
<b>Grupa 2</b>	Model 3	2,57
	Model 4	2,75
<b>Grupa 3</b>	Model 5	4,41
	Model 6	4,29

Zamodelowanie struktury kostnej jako bryły homogenicznej prowadzi do uzyskania niemiernodajnych wyników, ze względu na występowanie zjawiska remodelingu kości jedynie w strukturze trabekularnej. Dla pozostałych modeli otrzymane wartości mieszczą się w zakresie podanym w literaturze (Milewski 2002) jako świadczącym o równowadze fizjologicznej tkanki kostnej, potwierdzając równocześnie fizjologiczny charakter obciążenia. Dla modeli 5 i 6 reprezentujących żuchwę przy założeniu występowania w niej osteoporozy zauważyć można niemal dwukrotny wzrost wartości intensywności odkształceń w stosunku do modeli z grupy 2 (kość zdrowa). Większe wartości intensywności odkształceń w przypadku grupy 3 w stosunku do modeli grupy 2 świadczyć mogą o charakterze lekko podwyższonego obciążenia fizjologicznego, co może skutkować wzrostem fazy mineralnej tkanki kostnej, a co za tym idzie, wpływać korzystnie na utrzymanie wszczepu.

#### 4. WNIOSKI

Przeprowadzona analiza daje podstawy do sformułowania następujących wniosków: sposób zamodelowania kości żuchwy ma znaczący wpływ na otrzymane wyniki – nieuwzględnienie podziału kości na struktury korową i trabekularną uniemożliwia zbadanie intensywności odkształceń, a tym samym określenie odpowiedzi tkanki kostnej na zadane obciążenie, użycie zaopatrzenia protetycznego opartego na wszczepach może przynieść pozytywne skutki w leczeniu osteoporozy w rejonie kości żuchwy poprzez zwiększenie obciążenia, które w odpowiednim zakresie stymuluje zjawisko remodelingu,

przemieszczenia występujące w implancie są marginalne, co potwierdza poprawność sposobu zamodelowania stabilnego połączenia pomiędzy wszczepem a kością żuchwy, zastosowanie polioksymetylenu do produkcji łączników w systemach implantacyjnych może przynieść niekorzystne skutki w zakresie interakcji pomiędzy elementami implantu m.in. powoduje przenoszenie naprężenia na filar protetyczny, a także wzrost maksymalnych wartości naprężenia zredukowanego nawet o ok. 60%.

## LITERATURA

- [1] Milewski G.: Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda – implant w stomatologii, Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej, Kraków, 2002
- [2] Chladek W. et al.: Ocena wyłączenia kości żuchwy w obszarach oddziaływania wybranych typów implantów stomatologicznych, Mat. XIII Szkoły Biomechaniki, AWF w Poznaniu, 1996
- [3] Ichim I., Swain M.V., Kieser J.A.: Mandibular stiffness in humans: Numerical predictions, *Journal of Biomechanics*, vol. 39, 2006, p.1903–1913
- [4] Nagasao T.: Biomechanical Evaluation of Implant Placement In the Reconstructed Mandible, *Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 24, 2009, p.999-1005
- [5] Tie Y, Wang DM, Ji T, Wang CT, Zhang CP.: Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts, *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, vol. 34, no. 5, 2006, p. 290-298
- [6] Huang HL et al.: Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 22, no.4, 2007, p. 551-562
- [7] Mishra M et al.: Finite element study on the effect of abutment length and material on implant bone interface against dynamic loading, *Journal of Advanced Prosthodontics*, vol. 3, no.3, 2011, p.140-144

## MODELLING AND FINITE ELEMENT ANALYSIS OF DENTAL IMPLANT FOR DENTITION RECONSTRUCTION

**Abstract:** Finite Element Analysis was performed in ANSYS Workbench 12.1 for model of mandible with dental implant. It allowed to define stress distribution in bone and components of dental implant according to the way in which the bone was modeled. Other examined parameters were directional strain and equivalent elastic deformation. The influence of the material type used in implant components production was also checked in this work. It was found that the use of polyoxymethylene connector caused raise of equivalent stress in the implant. Tests showed that the way of bone modelling significantly affected on the results.

**Barbara LYSONŃ, Monika KWACZ**, Wydział Mechatroniki, Politechnika Warszawska, Warszawa

**Michalina BŁAŹKIEWICZ, Andrzej WIT**, Zakład Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego w Warszawie

## SYMULACJA SIŁ MIĘŚNIOWYCH KOŃCZYN DOLNYCH PODCZAS PCHNIĘCIA KULĄ

**Streszczenie:** W pracy wyznaczono czasowe przebiegi sił mięśniowych kończyn dolnych za pomocą modelu matematycznego u sportowca wykonującego pchnięcie kulą. Szczegółowo przedstawiono proces generowania symulacji w programie OpenSim na podstawie danych pochodzących z systemu Vicon Nexus. Zdefiniowany model ukazał, które mięśnie generują największą siłę w trakcie wykonywania ruchu pchnięcia kulą oraz które mięśnie pracują w warunkach ekscentrycznych. Istnieje możliwość wykorzystania wygenerowanego modelu do dalszych symulacji mających na celu szczegółową analizę techniki wykonywania pchnięcia kulą.

**Słowa kluczowe:** OpenSim, pchnięcie, kula, symulacja

### 1. WSTĘP

Pchnięcie kulą jest dyscypliną olimpijską od 1896r., czyli od pierwszych nowożytnych igrzysk olimpijskich. Początkowo rzut wykonywany był głównie poprzez ruch ręką. Dodanie do wykonywanej techniki pracy nóg pozwoliło na znaczne wykorzystanie możliwości siłowych zawodnika podczas wykonywania pchnięcia. Wyróżnia się dwie techniki pchnięcia kulą: „z doślizgu” oraz „obrotową”. Odległość na jaką polecą kula zależy głównie od prędkości z jaką jest ona wypchnięta. Oznacza to, że w celu osiągnięcia lepszego rezultatu należy zadbać o jak największą siłę przyłożoną do kuli lub jak najdłuższy czas jej przyłożenia. Mechanizmy techniki pchnięcia kulą prowadzące do zwiększenia przez zawodnika wspomnianych parametrów zostały przedstawione przez Zatsiorskiego [1]. Przedstawiona analiza techniki traktuje pchnięcie kulą jako czynność czysto mechaniczną nie uwzględniając biomechanicznych właściwości struktur ciała zawodnika.

Problematyka związana z modelowaniem sił mięśniowych jest jednym z dynamicznie rozwijających się obszarów biomechaniki i w literaturze można znaleźć wiele prac z tego obszaru. Dostępnych jest wiele środowisk symulacyjnych, jednym z nich jest program OpenSim. Symulacja generowana jest w oparciu o model pochodzący z biblioteki programu oraz odpowiednich narzędzi i sterujących nimi plikami ustawień w formacie xml [2].

Początkowo model dopasowywany jest do danych eksperymentalnych z wykorzystaniem narzędzia skalowania. Narzędzie kinematyki odwrotnej dopasowuje wirtualne markery modelu do danych eksperymentalnych robiąc to dla każdej kolejnej klatki zarejestrowanego ruchu. Narzędzie dynamiki odwrotnej wylicza siły reakcji i momenty w stawach na podstawie kinetyki, kinematyki oraz antropometrii modelu. Algorytm redukcji sił resztkowych ma za zadanie skorygować odpowiednio model by doprowadzić do

zmniejszenia efektów niedoskonałości modelowania oraz błędów spowodowanych przetwarzaniem danych trajektorii znaczników. W narzędziu CMC wyliczane są pobudzenia mięśniowe, które prowadzą model do śledzenia wyliczonych wcześniej zależności kątowych [3].

W literaturze nie znaleziono prac opisujących generowanie symulacji układu mięśniowo-szkieletowego zawodnika wykonującego pchnięcie kulą. Biorąc pod uwagę, że o dobrym rezultacie pchnięcia decyduje w dużym stopniu siła przyłożona do kuli, cenna może być informacja, w jaki sposób ta siła jest generowana. Celem niniejszej pracy było zamodelowanie układu mięśniowo-szkieletowego podczas pchnięcia kulą, z wykorzystaniem środowiska OpenSim. Model ma posłużyć do szczegółowej analizy techniki „z doślizgu”.

## 2. METODA BADAŃ

Dane eksperymentalne zostały zebrane z wykorzystaniem systemu Vicon Nexus, korzystającego z 9 kamer działających na promieniowanie podczerwone, skalibrowanego z trzema platformami dynamometrycznymi firmy Kistler. Zarejestrowano dane 8 zawodników oraz 2 zawodniczek trenujących pchnięcie kulą. Do dalszej analizy wybrano najlepszy (pod kątem poprawności na technikę) z trzech rzutów u jednego z badanych zawodników. Rejestrowany rzut wykonywany był techniką „z doślizgu”. Jako środowisko symulacyjne wykorzystano program OpenSim. Dane wejściowe przygotowano za pomocą narzędzia Matlab OpenSim Pipeline. W programie OpenSim przeprowadzono procedury skalowania, kinematyki odwrotnej (IK), dynamiki odwrotnej (ID), algorytmu redukcji sił resztkowych (RRA) oraz wyliczania pobudzeń mięśniowych (CMC), działającego w oparciu o optymalizację statyczną.

Do zamodelowania pchnięcia kulą wykorzystano trójwymiarowy model układu mięśniowo-szkieletowego całego człowieka posiadający 37 stopni swobody oraz 92 jednostki mięśniowo-ścięgniste kończyn dolnych oraz obręczy biodrowej, gait2392\_arms. Model jest udostępniony na portalu simtk.org. Przy pomocy narzędzia skalowania dopasowano model gait2392\_arms do własności antropometrycznych zawodnika. W celu zasymulowania wpływu kuli na wykonywany ruch, do prawej dłoni zawodnika przyłożona została dodatkowa masa 7,26kg, odpowiadająca standardowej masie kuli. W narzędziu IK odpowiednio dopasowano wagi dla każdego ze znaczników, aby otrzymać przebiegi zmiany kąta dla każdego ze stopni swobody modelu. Przed wykonaniem procedury ID przygotowany został plik, zawierający informację o siłach reakcji podłoża, jakie przyłożone są do prawej oraz lewej kończyny dolnej modelu. Skuteczne przeprowadzenie RRA w zadanym zakresie czasowym wymagało wielu dostosowań w plikach konfiguracyjnych oraz modelu. Kluczowe okazało się zwiększenie wartości optymalnej siły dla stawowych momentów napędzających oraz odpowiednie dobranie wag, z którymi śledzona jest kinematyka pochodząca z narzędzia IK. W narzędziu CMC została wybrana funkcja celu „slow target” minimalizująca wartości stawowych momentów napędzających oraz doprowadzając przyspieszenia modelu do wcześniej wyznaczonych przyspieszeń docelowych. Funkcja optymalizująca „slow target” pozwala na wygenerowanie pobudzeń mięśniowych, gdy ruch jest bardziej skomplikowany niż w przypadku tradycyjnego chodu [2]. Ze względu na dynamikę ruchu, znacznie większą niż dla chodu wymagane było także zmniejszenie okna czasowego. Okno czasowe powinno uwzględniać fakt, że siły mięśniowe nie mogą zmienić się nagle i mięśnie potrzebują określonego czasu na ustawienie pożądanego stanu. Zostało one zmienione z 0.01s (domyślna wartość) na 0.001 s. Dodatkowo, podobnie jak w przypadku narzędzia RRA wzmocnione zostały wartości optymalnej siły dla rezerwowych stawowych momentów napędzających.

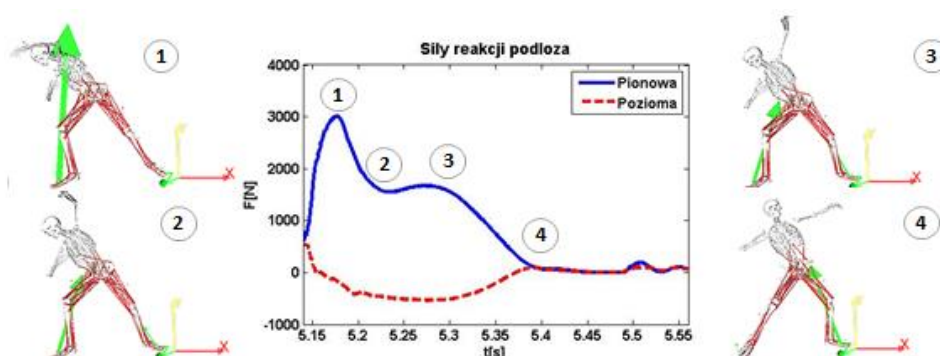
Otrzymane na każdym kroku generowania symulacji wyniki analizowano z wykorzystaniem programu Matlab. W celu dodatkowej analizy sił generowanych przez

mięśnie napisano własny skrypt normalizujący przebieg otrzymanej siły do maksymalnej siły izometrycznej charakterystycznej dla każdego mięśnia.

Czas analizy ruchu został określony na podstawie danych pochodzących z platform dynamometrycznych. Początek analizowanego ruchu został ustalony na czas naskoczenia przez zawodnika prawą kończyną dolną na platformę, natomiast koniec na chwilę wypuszczenia przez zawodnika kuli.

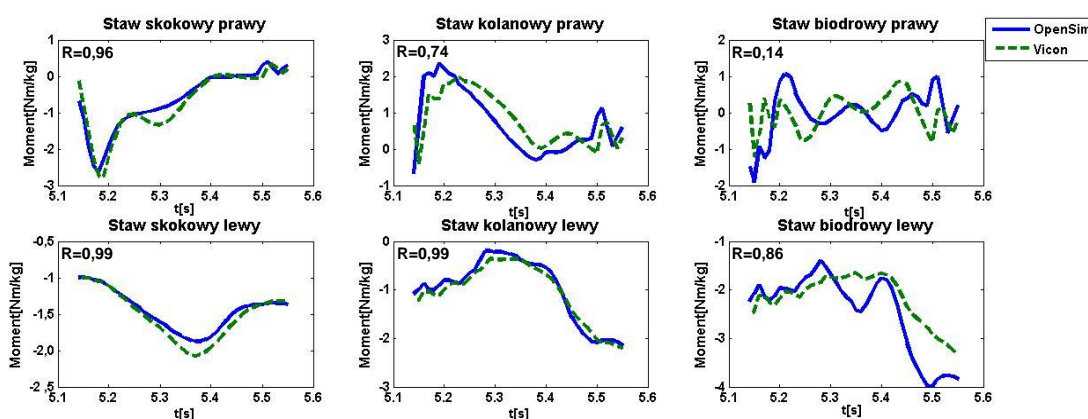
### 3. WYNIKI

Przykładowe czasowe przebiegi siły reakcji z podłożem dla prawej kończyny dolnej zostały przedstawione na Rys. 1. Dla charakterystycznych punktów (punkty 1–4) pokazano obraz przedstawiający ustawienie modelu. W postaci strzałki zwizualizowany został kierunek i zwrot wektora sił reakcji podłoża. Na podstawie Rys. 1 możliwe było określenie przedziału czasowego dla analizowanego ruchu. Przebieg sił reakcji podłoża dla kończyny prawej pozwala wyznaczyć chwilę kontaktu zawodnika z platformą dynamometryczną.



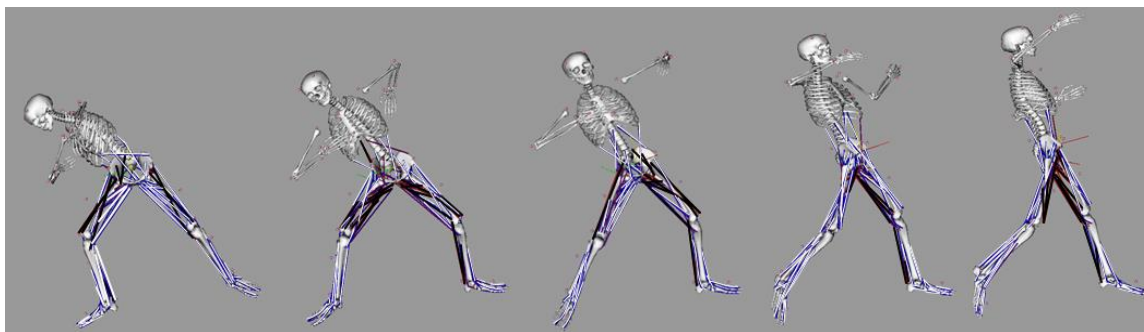
Rys. 1. Przebiegi pionowej oraz poziomej składowej sił reakcji podłoża dla prawej kończyny

Dla obu kończyn dolnych wyniki narzędzia skalowania, IK oraz ID odpowiadały tym, otrzymanym w programie Vicon. Na Rys. 2 przedstawiono porównanie czasowych przebiegów stawowych momentów dla stawu skokowego, kolanowego oraz biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej otrzymanych w systemie Vicon oraz w symulacji OpenSim. Wartości momentów stawowych zostały znormalizowane względem masy ciała zawodnika.



Rys. 2. Przebiegi wybranych stawowych momentów w płaszczyźnie strzałkowej

W narzędziu CMC wyznaczono wartości pobudzeń dla 92 jednostek mięśniowo-ścięgniastych w każdym kroku symulacji. Wybrane położenia modelu przedstawiono na Rys. 3. W otrzymanej symulacji mięśnie w których występuje brak pobudzenia oznaczone są kolorem białym, natomiast mięśnie dla których występuje pobudzenie kolorem czarnym.



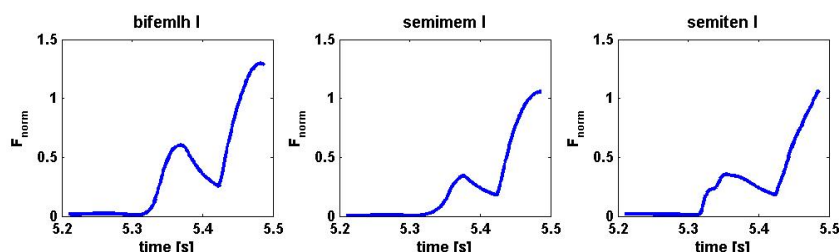
Rys. 3. Kolejne położenia modelu wraz z wyróżnionymi mięśniami najbardziej aktywnymi podczas pchnięcia kulą

W Tabeli 1 zestawiono mięśnie generujące największą szczytową wartość siły w trakcie wykonywania pchnięcia kulą. Analizowany ruch podzielono na trzy fazy. Faza I (5.21-5.30 s) oznacza czas od początku analizowanego ruchu do momentu rozpoczęcia odrywania prawej nogi od platformy dynamometrycznej. Faza II (5.30-5.40s) trwa do oderwania prawej nogi od platformy. Faza III(5.40-5.48s) została wyznaczona od oderwania prawej nogi od platformy dynamometrycznej do końca analizowanego ruchu.

Tabela 1. Mięśnie generujące największą siłę w poszczególnych fazach(I-III) wykonywanego ruchu, wraz ze szczytową wartością generowanej siły(Fmax) Oznaczenia soleus – m. płaszczkowaty, vas\_lat – m. obszerny boczny, rect\_fem – m. prosty uda, semimem – m. półbłoniasty bifemlh – głowa długa m. dwugłowego uda, psoas– m. lędźwiowy większy ercspn, intobl, extobl – aktony odpowiadające za zgięcie oraz rotację tułowia

I (5.21s-5.30s)		II (5.31s-5.40s)		III (5.40s-5.49s)	
Mięsień	Fmax [N]	Mięsień	Fmax [N]	Mięsień	Fmax [N]
intobl_l	2927	soleus_l	2465	semimem_l	1361
soleus_r	2503	intobl_l	1532	bifemlh_l	1160
soleus_l	2350	soleus_r	1343	soleus_l	1128
vas_lat_r	1556	vas_lat_l	1283	ercspn_r	929
rect_fem_l	1450	rect_fem_l	1209	psoas_l	827

Przykładowe czasowe przebiegi wartości sił mięśniowych po normalizacji do maksymalnej siły izometrycznej charakterystycznej dla każdego mięśnia przedstawiono na Rys. 4. Przedstawione zostały mięśnie należące do grupy tylnej mięśni uda, wykazujące szczególnie wysokie wartości po normalizacji.



Rys. 4. Przykładowe czasowe przebiegi zmian wartości znormalizowanej siły(Fnorm) rozwijanej przez mięśnie dla wybranych mięśni przywodzicieli uda lewej kończyny dolnej

#### 4. ANALIZA WYNIKÓW I DYSKUSJA

Siły reakcji podłoża wiernie oddają fazę ruchu, w jakiej znajduje się zawodnik. Szczegółową analizę sił podłoża występujących podczas pchnięcia kulą przeprowadził Lanka

i Shelmanov [4]. Analiza ta była podstawą do weryfikacji wyników otrzymanych we własnej symulacji a także do wyznaczenia czasu analizowanego ruchu. Wyznaczenie początku analizowanego ruchu było jednoznaczne z zaobserwowaniem, w którym momencie składowa pionowa reakcji sił podłoża zaczyna nagle gwałtownie narastać.

Zaobserwowane na Rys. 2 przebiegi momentów sieciowych wyznaczone za pomocą oprogramowania systemu Vicon oraz programu OpenSim wykazują dużą zgodność. Wynikające różnice w kształcie przebiegów, zwłaszcza dla prawego stawu biodrowego mogą wynikać z różnic pomiędzy modelami oraz algorytmami obliczeniowymi użytymi przez oba programy. Zgodność przebiegów świadczy o poprawnie śledzonej kinematyce kończyn dolnych modelu oraz poprawnie przyłożonych siłach reakcji podłoża.

Aktywacja różnych partii mięśniowych w modelu zawodnika skutkuje wygenerowaniem takich wartości siły, które zapewniają poszczególnym segmentom realizację zarejestrowanej kinematyki. Szczególnie duża siła generowana jest przez jednostkę mięśniowo-ścięgnistą odpowiadającą jednej z grup mięśni grzbietu. Podczas całego ruchu dużą siłę generuje mięsień płaszczkowy (soleus\_l) lewej kończyny dolnej, należący do grupy mięśnia trójgłowego łydki. Z kolei w końcowej fazie analizowanego ruchu najwyższą szczytową wartość siły zaobserwowano dla mięśnia półbłoniastego (semimem\_l) oraz mięśnia dwugłowego uda (bifemlh\_l) dla lewej kończyny dolnej. Mięśnie te pełnią znaczącą funkcję w prostowaniu oraz przewodzeniu uda.

Jak podaje Zatsiorski [1], działające na ciało siły są na ogół dobrze akceptowane przez różnorodne tkanki. Zdarza się jednak, że siła przekracza wytrzymałość materiałową tkanki powodując jej zniszczenie, a dla zawodnika kontuzję. W literaturze nie znaleziono wartości sił niszczących dane struktury w związku z tym sprawdzono, jak generowane siły mają się do maksymalnych możliwości siłowych mięśnia, określonych przez maksymalną siłę izometryczną. Po znormalizowaniu generowanych sił dla wszystkich mięśni do ich maksymalnej siły izometrycznej okazało się, że niektóre z nich nie tylko wykazują siłę zbliżoną do maksymalnej siły izometrycznej, lecz ją nawet przekraczają. Przekroczenie maksymalnej siły izometrycznej, występujące w końcowej fazie analizowanego ruchu można zaobserwować dla mięśnia półbłoniastego (semimem\_l), półścięgnistego (semiten\_l) oraz dwugłowego uda (bifemlh\_l) dla lewej kończyny dolnej.

Model mięśnia Hilla, wykorzystany do zamodelowania funkcjonowania mięśni w OpenSimie [5] charakteryzuje to, że jeżeli na mięsień działa siła pasywna to wraz z wydłużaniem mięśnia obserwuje się wzrost siły, ponad maksymalną siłę izometryczną. Takie zachowanie mięśnia jest związane z czynnością ekscentryczną. Praca mięśnia w warunkach ekscentrycznych jest często związana ze zniszczeniem tkanki [6]. Szczególnie niebezpieczne są sytuacje, w których zadaniem mięśnia jest stłumienie przyspieszenia działającego na ciało. Uszkodzenie grupy tylnej mięśnia uda jest powszechnie spotykane w sportach wymagających zrywnego ruchu, np. biegu [7]. LaStayo [7] twierdzi jednak, że jednostki mięśniowo-ścięgniste mogą się przystosować do stopniowo narastających ekscentrycznych sił mięśniowych. Podaje on dodatkowo, że odpowiednie wykonywanie ćwiczeń angażujących ekscentryczną pracę mięśni może doprowadzić nie tylko do ich odpowiedniego wzmocnienia lecz także umożliwić generowanie większej mocy w warunkach koncentrycznych.

## 5. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Wygenerowany model oraz przeprowadzona symulacja ukazały, które mięśnie generują największą siłę w trakcie wykonywania pchnięcia kulą. Stwierdzono, które mięśnie pracują w warunkach ekscentrycznych, mogących – w pewnych sytuacjach, - prowadzić do wystąpienia kontuzji. Istnieje możliwość wykorzystania modelu do dalszych symulacji, mających na celu szczegółową analizę techniki wykonywania pchnięcia kulą przez

zawodników o różnym poziomie sportowym. Dodatkowo rozwiązano wiele problemów pojawiających się przy modelowaniu bardziej skomplikowanego ruchu niż tradycyjnie analizowany chód.

## LITERATURA

- [1] Zatsiorsky V. M.: *Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention*, vol. IX, 2000, p. 1–667
- [2] Hicks J.: *OpenSim 3.0 User's Guide*, 2012.
- [3] Thelen D. G., Anderson F. C.: Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data, *Journal of Biomechanics*, vol. 39, 2006, p. 1107–1115
- [4] Lanka J., Shalmanov A.: *Bio- mechanics of shot put (Russian)*, F.I.S. Moscow, 1982
- [5] Thelen D. G., Anderson F. C., Delp S. L., Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control, *Journal of Biomechanics*, vol. 36, 2003, p. 321–328.
- [6] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M.: *Biomechanika narządu ruchu człowieka*. Wyd. Instytut Technologii Eksploatacji, Gliwice, 2011
- [7] LaStayo P. C., Woolf J. M., Lewek M. D., Snyder-Mackler L., Reich T., Lindstedt S. L., Eccentric muscle contractions: their contribution to injury, prevention, rehabilitation, and sport, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, vol. 33, no. 1, 2003, p. 557–571

## **SIMULATION OF MUSCLE FORCES IN LOWER EXTREMITIES WHILE SHOT PUTTING**

**Abstract:** Time trajectories of muscle forces for an athlete performing the shot put were modeled in the following article. The process of generating simulation in OpenSim software based on Vicon Nexus system data was presented in detail. The generated model showed which muscles generate the highest force while performing the movement of the shot put. It was also presented which muscles are working in eccentric conditions, which may cause injury. There is a possibility to use the generated model for further simulations, in order to conduct detailed analysis of shot put technique.



**Agnieszka MATERAC**, Katedra Mechaniki i Podstaw Konstrukcji Maszyn, Politechnika Opolska, Opole

**Adam NIEŚLONY**, Katedra Mechaniki i Podstaw Konstrukcji Maszyn, Politechnika Opolska, Opole

## ANALIZA STANU NAPRĘŻENIA W POŁĄCZENIU ŁĄCZNIK-KORONA DLA KORONY ZĘBA Z NAWISEM

**Streszczenie:** W implantologii stomatologicznej często zdarza się, że indywidualny przypadek pacjenta wykracza poza przyjęte, sprawdzone metody leczenia implantacyjnego. Z taką sytuacją spotykamy się, gdy pojawia się konieczność zastosowania korony zęba z większym nawisem niż jest to powszechnie stosowane. Zbyt duży nawis prowadzi do wykruszania się kleju i odpadnięcia korony od łącznika. Analiza stanu naprężenia przy sile 100N, 200N i 500N w połączeniu łącznik-korona z nawisem ma na celu sprawdzenie wielkości naprężeń i porównanie ich z maksymalnymi wartościami dopuszczalnymi.

**Słowa kluczowe:** analiza stanu naprężenia, połączenie łącznik-korona, nawis, implant stomatologiczny

### 1. WSTĘP

Pierwsze prace nad implantami stomatologicznymi zostały zaprezentowane już 30 lat temu przez Per-Ingvar'a Brånemark'a [1]. Początkowo głównym powodem podejmowania się leczenia implantacyjnego i badań z nim związanych była estetyka. Wraz z rozwojem nauk i technik oraz powstawaniem nowych metod, lekarze podjęli się próby badań aspektów biologicznych zachodzących w procesach wszczepiania implantu, osteointegracji oraz jego stabilizacji [1, 2]. Producenci natomiast rozpoczęli prace nad parametrami mechanicznymi oferowanych systemów.

Najczęściej spotykane badania dotyczą wpływu kształtu samej śruby na proces zrastania się implantu z kością lub wytrzymałością różnych typów połączenia implantu z łącznikiem. Brak jednak efektywnych badań nad górną częścią konstrukcji – połączenia łącznika z koroną zęba – w szczególności dla niestandardowych przypadków leczenia implantacyjnego. Bardzo częstym przykładem wykraczania poza przyjęte metody jest konieczność zastosowania średnicy implantu znacznie mniejszej niż jest to zalecane lub potrzeba użycia korony zęba z nawisem większym niż powszechnie stosowane. W konsekwencji taki zabieg prowadzi do wykruszania się kleju stomatologicznego i odpadnięcia korony z łącznika implantu.

Analiza stanu naprężenia w połączeniu łącznik-korona ma na celu wstępne sprawdzenie wielkości generowanych naprężeń dla korony z nawisem połączonej przy pomocy kleju stomatologicznego. W efekcie umożliwi to określenie zasadności stosowania tego typu rozwiązania przy niestandardowej odbudowie zgryzu.

## 2. MATERIAŁY I METODY

### 2.1. Własności materiałowe

Materiałami stosowanymi najczęściej na konstrukcję implantu są tytan i stop kobaltowo-chromowy, które charakteryzują się wysoką biokompatybilnością oraz odpornością na korozję. W badaniach użyto tytanu jako materiału na śrubę implantu, stopu kobaltowo-chromowego na łącznik oraz wkręt mocujący implant z łącznikiem. Ponadto zastosowano porcelanową koronę zęba oraz powszechnie stosowany klej stomatologiczny – RelyX.

Własności materiałowe poszczególnych materiałów użytych w pracy zawarto w tabeli 1.

Tabela 1. Własności materiałów użytych do analizy [3, 4]

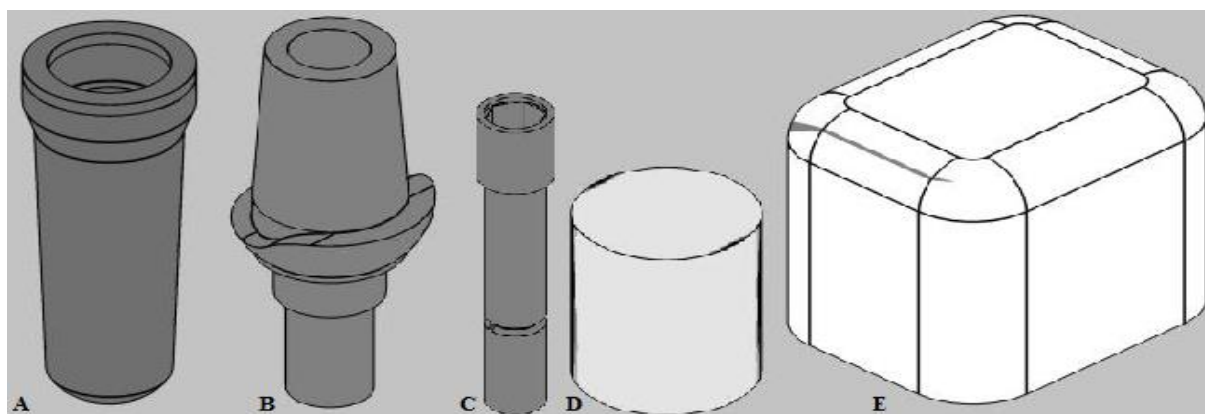
Materiał	Moduł Younga, GPa	Współczynnik Poissona
Tytan Ti-6Al-4V	110	0,32
Stop kobaltowo-chromowy	220	0,30
Porcelana stomatologiczna	61,2	0,19
Klej RelyX	3,9	0,35

### 2.2. Metodyka

Analizę przeprowadzono przy zastosowaniu Metody Elementów Skończonych (MES). Do tego celu przygotowano uproszczone modele implantu stomatologicznego wraz z łącznikiem

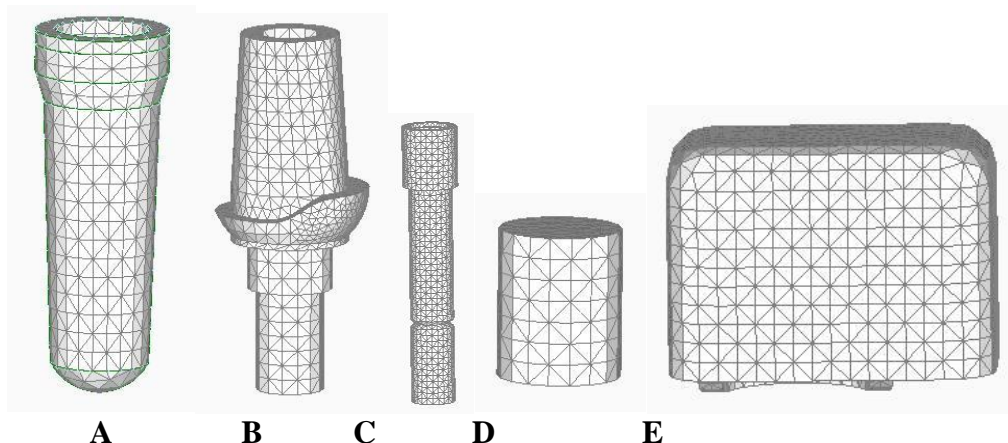
i koroną zęba połączonego klejem stomatologicznym (rys. 1). Modele wykonano przy użyciu programu Autodesk Inventor Professional.

Model śruby implantu stanowi uproszczone odwzorowanie rzeczywistego implantu o średnicy  $\phi 6\text{mm}$  i długości 16mm. Wymiary modelu korony zęba zostały określone na podstawie zdjęć tomograficznych pacjenta, a zamodelowany nawis jednostronny korony nie przekracza 3mm.



Rys. 1. Uproszczone modele: A – implantu, B – łącznika, C – śruby mocującej implant z łącznikiem, D – kleju stomatologicznego, E – korony zęba z nawisem

Analizę MES przeprowadzono w programie FEMAP przy wykorzystaniu modułu obliczeniowego NX Nastran, w którym również przeprowadzono podział poszczególnych elementów konstrukcji na elementy skończone, co przedstawiono na rys. 2.

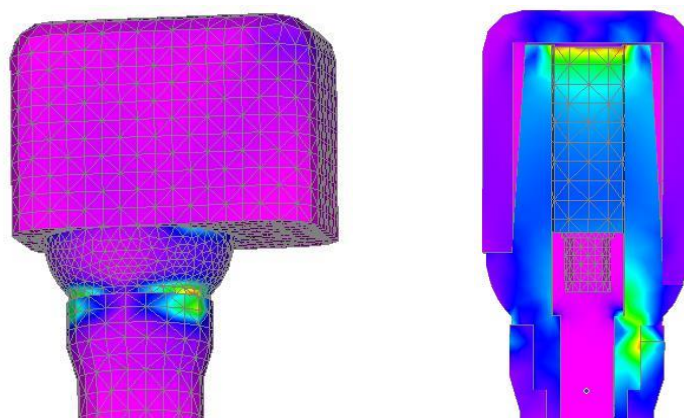


Rys. 2. Modele z siatką elementów skończonych: A – implantu, B – łącznika, C – śruby mocującej implant z łącznikiem, D – kleju stomatologicznego, E – korony zęba z nawisem

Model utwierdzono wzdłuż powierzchni śruby implantu i odebrano mu wszystkie stopnie swobody imitując jego osadzenie w kości. Zadano obciążenie równe 100N, 200N i 500N, które stanowią odpowiednio: najczęściej przytaczaną w literaturze siłę referencyjną stosowaną do celów porównawczych, średnią siłę gryzienia pokarmu oraz maksymalną siłę zgryzu osoby posiadającej parafunkcję zgryzu [5]. Obciążenie zadano prostopadle do granicy powierzchni nawisu korony zęba. Dla porównania wykonano również model korony bez nawisu, do której przyłożono siłę prostopadle do powierzchni korony.

### 3. ANALIZA STANU NAPRĘŻENIA

Na rysunku 3 pokazano przykładowy wynik analizy naprężeniowej dla korony z nawisem jednostronnym (z lewej) oraz wynik analizy naprężeniowej przedstawionej na przekroju całej górnej części konstrukcji implantu z koroną zęba bez nawisu (z prawej).



Rys. 3. Naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa: dla korony z nawisem jednostronnym (z lewej) oraz dla korony bez nawisu (z prawej)

### 4. WYNIKI I PODSUMOWANIE

Metoda Elementów Skończonych umożliwia analizę złożonych kształtów układów z uwzględnieniem niejednorodnych własności mechanicznych, dzięki czemu jest popularnym narzędziem w analizach wytrzymałościowych w implantologii stomatologicznej [6].

Tabela 2. Wyniki analizy

Siła	Wartości maksymalne naprężenia według hipotezy Huber-Mises'a	
	Korona z nawisem jednostronnym	Korona bez nawisu
100N	120 MPa	14 MPa
200N	241 MPa	27 MPa
500N	600 MPa	68 MPa

Dla korony bez nawisu największe naprężenia odnotowano w górnej części połączenia w styku kleju z łącznikiem. Natomiast dla korony z nawisem w połączeniu łącznika z implantem. Wyniki analizy podano w tab. 2. Występujące naprężenia przy sile 100N i 200N nie stwarzają zagrożenia wyłamania się korony zęba. Jednak siła 500N może negatywnie wpływać na stabilność konstrukcji połączenia klejonego.

## LITERATURA

- [1] Brånemark P-I.: The Osseointegration Book: From Calvarium to Calcaneus. 1 edition. Quintessence Publishing, Berlin, 2006
- [2] Lazzara J. R.: Cechy systemu implantów stomatologicznych i ich potencjalny wpływ na uzyskanie i utrzymanie efektu estetycznego. *Implants*, Vol. 4, 2012, p.20-26
- [3] Kayabaşı O., Yüzbasıoğlu E., Erzincanlı F.: Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software*, Vol. 37, 2006, p. 649-658
- [4] Marzec-Gawron M., Michalska S., Dejak B.: Properties of contemporary resin cements and their adhesion to enamel and dentin. *Protetyka Stomatologiczna*, Vol. 3, 2012, s. 173-180
- [5] Idzior-Haufa M., Hędzulek W., Rzątownski Sz., Gajdus P., Rychlik M.: Ocena wybranych właściwości mechanicznych połączenia kładkowego wspartego na dwóch implantach – badania wstępne. *Protetyka Stomatologiczna*, Vol. 6, 2013, s. 441-449
- [6] Będziński R. (pod red.): *Mechanika Techniczna*, Tom XII: Biomechanika. Wyd. Instytutu Podstawowych Problemów Techniki Polskiej Akademii Nauk, Warszawa, 2011

## THE STRESS ANALYSIS IN THE ABUTMENT – CROWN CONNECTION FOR THE CROWN WITH THE OVERHANG

**Abstract:** An individual patient's case very often exceed beyond the accepted treatments for implantation in implant dentistry. It may be caused by the need of using the crown with the larger overhang than it is commonly used. This overhang leads to chipping glue and fall off the crown. The aim of stress analysis at forces of 100N, 200N and 500N in abutment-crown connection is to check the value of the stress and its influence on the strength of the implant.

**Anna MAZURKIEWICZ, Dagmara IWAŃSKA,** Zakład Biomechaniki, Wydział Wychowanie Fizyczne, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie

## **BIOMECHANICS OF FIGURE SKATING JUMP DOUBLE AXEL PERFORMED IN ON ICE AND OFF ICE CONDITIONS**

**Abstract:** Figure skating is considered a highly technical discipline. Coaches and researchers are constantly looking for the most effective and safest movement model for jumps, especially Axel Paulsen, which is the hardest kind of all jumps. This research was taken to verify the usefulness of performing double Axel under off-ice conditions as a part of general figure skating training. Research was based on video analysis made in APAS 2000 programme. Parameters taken into account were: joints and take off angle, displacement of centre body mass, horizontal and vertical velocity. Results helped in finding out parameters which are trained during off-ice session.

**Key words:** figure skating, Axel, Axel Paulsen, off-ice, on-ice, jump, biomechanics

### 1. INTRODUCTION

Figure skating is a sport discipline with great traditions, but constantly evolving. Its beauty can be characterized as the equal connection of artistry and athleticism. Nowadays to be successful competitor, figure skater must perform complex athletic and technical skills which requires extremely high level of strength, stamina, balance, body movement control. Complexed jumping elements like double Axel (2A) is performed in a high speed (5-6 m/s) [3] in a short period of time (0,65s) [1], overcoming enormous forces (even 8 times eight times their body weight within 50-125 milliseconds, which is not a lot of time for the body to absorb that magnitude of force.) [8]. In this kind of situations it appears almost impossible for coach to discern subtle technique differences necessary for executing triple and quadruple jumps. Experts in other sports snicker at the lack of consistent teaching methods in figure skating [5]. This research was the first one discussing biomechanical analysis of figure skating Axel jump performed in off-ice conditions as a subsidiary simulation of a proper figure skater's movement. The primary research purpose was a verification of the usefulness of performing double Axel under off-ice conditions during training process of teaching the jump on-ice.

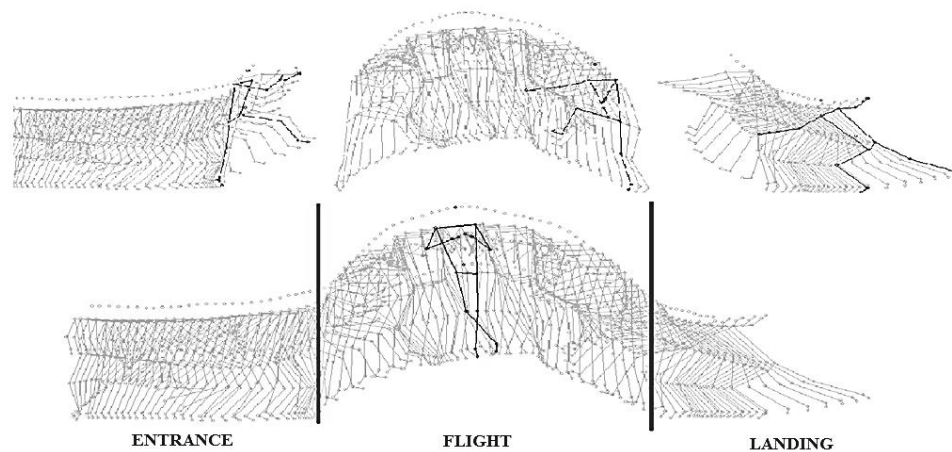
#### 1.1 Former similar researches:

In a year 1981 Alexey Mishin who is considered as one of the best figure skating coaches in the world did the extensive kinematic research of each jump in figure skating [3]. He based his research on video analysis and shape of 'figures' left on the ice by the blade of figure skater. Unfortunately, the specific results of that research have not been made available to the general public. Another figure skating coach and researcher Trevor Laak used kinematic 3D

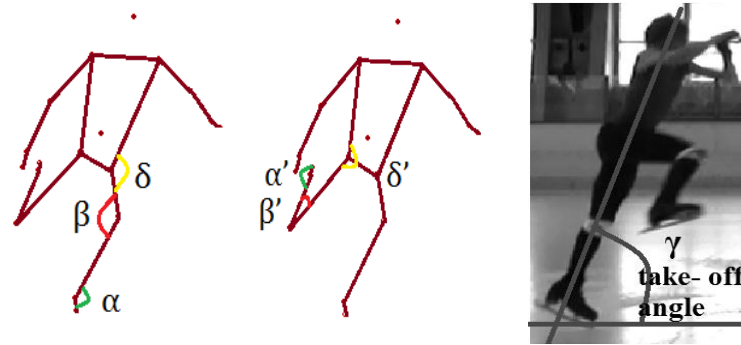
analysis in order to create a list of characteristics that can be used as rules or guidelines for coaches [4]. Canadian scientist King was the one who made the biggest contribution in researches considering Axel jump [1],[2]. Moreover Lockwood focused on landing forces [6].

## 2. METHODS

During the research one Polish elite male junior skater was tested (the first one who performed triple Axel (3A), quadruple Toe Loop (4T) or quadruple Salchow (4S)). He was 170 cm tall and 68 kg body mass. He performed double Axel jump (2A) on the ice and under off- ice conditions in the gym (S2A). Double Axel is the most difficult and complex type of all double jumps (highly scored according to ISU rules). It is the only one with outside front edge entrance. During flying phase skater has to perform 2,5 rotation around his axis in the air than land properly backward in the outside edge. Off-ice DOUBLE AXEL (S2A) is performed in similar way as on the ice. The introduction phase is being made by skipping sideways directly to pre take- off position, after take- off there is 2,5 rotation in the air and landing on the single leg backward without gliding phase. Off- ice Axel is being used by coaches as a proper training-support (imitations). However, it has never been biomechanically studied, so its usefulness is still a debatable issue. In order to obtain kinematic data, 2 cameras Canon LEGRIA HV40 (frame rate 50Hz) were positioned in relation to each other at an angle of approx. 90 degrees ( to achieve a 3D effect ) Following the warm up skater performed 6 jumps on-ice and off- ice in the gym without the skates. Three technically the best on-ice and off-ice jumps were chosen to further analysis. Using APAS 2000 Program, the records of each jump and each camera was manually digitized and synchronized. 17 check points were manually marked on each frame of the records. Based on marked check points APAS 2000 program automatically generated 12- segment 3D model of the figure skaters movement (stick figure) (Figure 1).



**Fig. 1.** Stick figure created in the APAS 2000 program showing on ice double axel divided on jump phases used in analysis

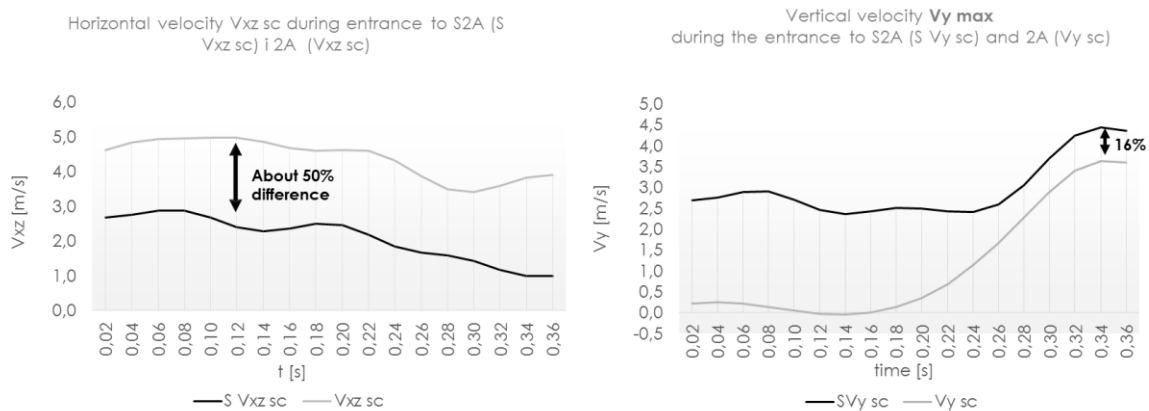


**Fig. 2.** Pictures demonstrating the angles measured in the research.  $\alpha$ - angle between foot and tibia of the left leg,  $\beta$ - angle between tibia and femur of the left leg,  $\delta$ - between torso and thigh of the left leg,  $\alpha'$ - angle between foot and tibia of the right leg,  $\beta'$ - angle between tibia and femur of the right leg,  $\delta'$ - between torso and thigh of the right leg,  $\gamma$  (Take- off angle)- angle between ice rink surface and the long axis of the skaters' body

**Parameters which were chosen to analysis were:** both legs joint angles [ $^{\circ}$ ] ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\delta$ ,  $\alpha'$ ,  $\beta'$ ,  $\delta'$ ) and take off angle ( $\gamma$  [ $^{\circ}$ ]) (showed on the Figure 2), height of flight ( $h_{\max}$  [m]) (counted on the base of body mass centre displacement), horizontal ( $v_{xz}$  [m/s]) and vertical velocity ( $v_y$  [m/s]) of body mass centre.

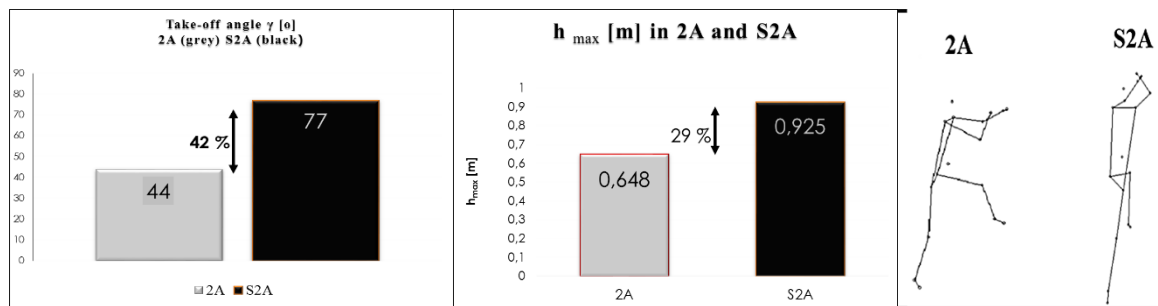
### 3. RESULTS

In order to check the repeatability of performing jumps, the relative error was counted. The average error for 2A was 3,6%, for S2A (off-ice) it was 2,2%. Low percentages in results confirmed very good repeatability of the same kind of jump. It was also noticed that results were more similar in off-ice axel.



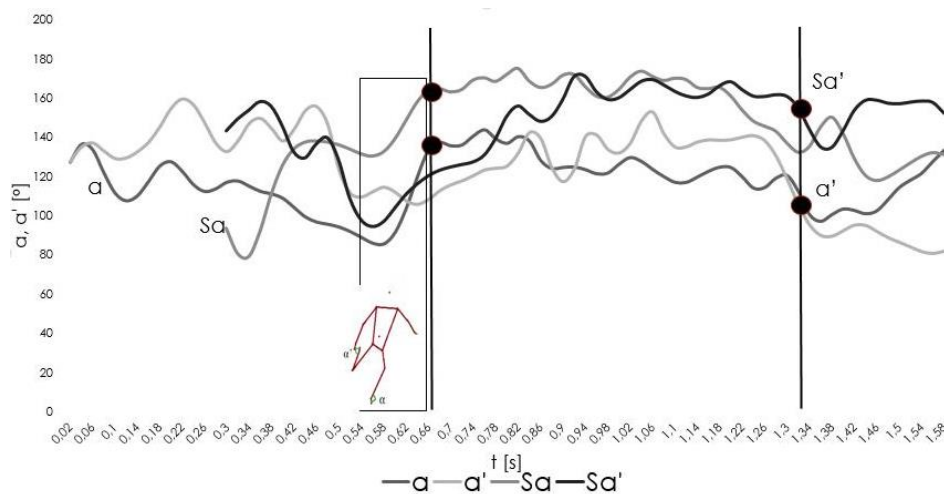
**Fig. 3.** Changes of the horizontal (chart on the left) and vertical velocity (chart on the right) in time during on ice Axel (2A) (grey lines) and off- ice Axel (S2A) (black lines)

Comparing horizontal velocities of 2A and S2A significant (even more than 50% ) differences were noticed in entrance phases (Figure 3, left chart). In off- ice double Axel (S2A) horizontal velocity was much lower than during on ice double Axel 2A. Vertical velocity during entrance phase was significantly different in 2A and S2A (even more than 2 times), but during pre-take off – phase the difference got much smaller (16%) (Figure 3, right chart).



**Fig. 4.** Charts showing maximal height of jump (on the left) and take-off angle (in the middle) in on-ice (red) and off-ice (orange) Axel with stick man figure showing skaters' position in the take-off phase (on the right)

The take-off angle of off-ice Axel (S2A) was much wider, torso position were straight and take off was directed more upwards than forward (Figure 4). Moreover, skater performed also higher jumps under off-ice conditions. Considering joint angles we can see significant differences in ankle angle in both kind of jumps in pre take-off and landing phase. (Figure 5). The knee angle were similar in jumps and both legs especially during pre-take off and take off phase (Figure 6). Hip angle of the supporting leg during pre take-off and take-off phase was very similar. There were differences in free leg hip angle during that phase, but as it was shown before, that was caused by straightened torso position during take-off to S2A (Figure 7).



**Fig. 5.** Changes of the joint angle in the ankle during on ice double Axel (2A) (blue and orange) and off-ice double Axel (S2A) (grey and yellow). Vertical blue lines shows moment of the take-off and landing



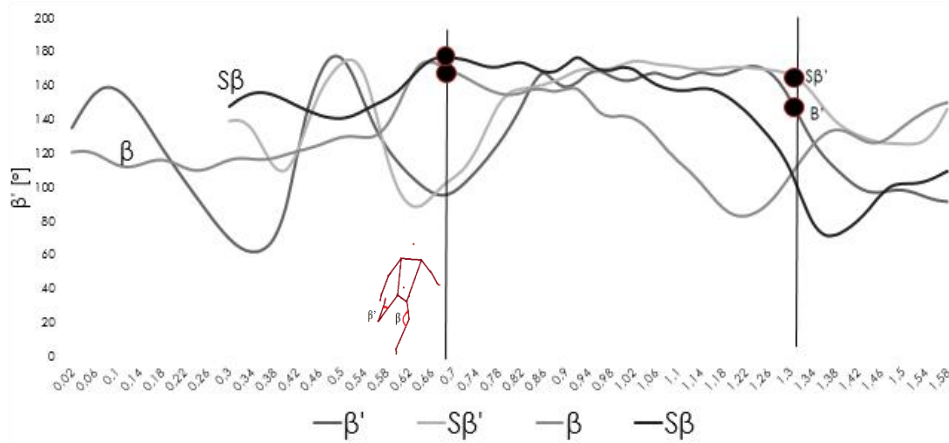


Fig. 6. Changes of the joint angle in the knee during on ice double Axel (2A) ( $\beta$ ,  $\beta'$ ) and off-ice double Axel (S2A) ( $S\beta$ ,  $S\beta'$ ). Vertical blue lines shows moment of the take- off and landing

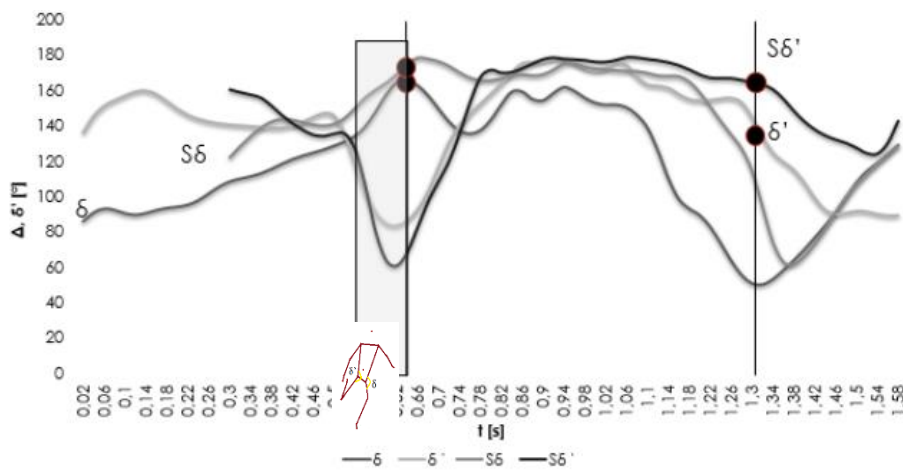


Fig. 7. Changes of the joint angle in the hip during on ice double Axel (2A) ( $\delta$ ,  $\delta'$ ) and off-ice double Axel (S2A) ( $S\delta$ ,  $S\delta'$ ). Vertical black lines shows moment of the take- off and landing

#### 4. DISCUSSION

Results clearly revealed some characteristics of performing the same type of figure skating jump but under diverse conditions. The low friction on the ice allows skaters achieving high vertical velocities. Big differences between on ice and off-ice Axel in horizontal velocity were caused by specification of conditions. Lack of skid during off-ice performance had an influence on movement. Without ability to skid on the floor skater achieved lower horizontal velocity. However, to perform S2A skater had to jump higher to make same number of rotation as on the ice rink. Take-off in S2A had to be more dynamic (elastic/resilient take-off) in order not to lose the kinematic energy and use it to jump higher. During the entrance of S2A directly after the inrun phase skater took the pre take-off position which was almost identical to the pre take-off position as in on-ice double Axel. However, during performing 2A skater had more time to achieve the pre take-off position so it could seem easier to do it on ice. The problem appears again when we will take a look at velocities. During on-ice performance skater is struggling with high velocity. Moreover standing on the thin edge it is much easier to lose balance. During off-ice entrance skater perform without the fear caused by velocity and lack of balance. That is why it can be easier for him to focus only on achieving perfect pre take-off position. That is why off-ice jumps were even more repeatable. Joint

angles measurements of this study shows that pre take-off position under on- ice and off-ice conditions is very similar. During pre take-off and take- off phase significant differences between 2A and S2A were registered in ankle angle. The most probable reason for that is reduced mobility in that joint caused by the stiffness of figure skating boots. Moreover it was noticed that during the take-off in S2A skater had more straitened torso position than during on ice performance. It is most probable that it because of low horizontal velocity and lack of glide in the gym. Knee angle during the whole off-ice jump were similar to the one registered on the ice. Nevertheless, considering other joint angles the landing technique of movement is much different in off-ice Axel than in 2A on the ice.

## 5. CONCLUSIONS

Summing up, conclusion from this study is that off- ice jumping is not 100% similar to the on- ice jumping. However it can be used as a training tool. This kind of performing can results in improvement in dynamic of take- off, and achieving the proper pre take- off position.

## REFERENCES:

- [1] King D.L, Arnold A.S., Smith S.L.: A kinematic comparison of single, double and triple Axels, *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 10, 1994, p. 51-60
- [2] King D.L.: Performing triple and quadruple figure skating jumps: Implications for training, *Canadian Journal Applied Physiology*, vol. 30, no. 6, 2005, p. 743-753
- [3] Mishin A.: *Figure skating jumps*, Fitzkultura i sport, Moskow, 198, p. 144
- [4] Laak Trevor.: *Jump Manual; Skating Jump Secrets and The TAL Group LLC*, 2008
- [5] Belluck P.: *Science Takes to the Ice*, *The New York Times*, June 23, 2009, p. D1
- [6] Lockwood, K.L., Baudin, J.P., Gervais, P.L.: Kinematic characteristics of impact absorption during landings of multi-revolution jumps in figure skating, *13 International Symposium on Biomechanics in Sports*, 1995
- [7] Lockwood, K.L., Gervais, P.L., McCreary, D. R.; *Landing for Success: A Biomechanical and Perceptual Analysis of On-Ice Jumps in Figure Skating*, *Sports Biomechanics*, vol. 5, no. 2, 2006, p. 231-241
- [8] Dubravcic-Simunjak, S., Kuipers, H., Moran, P., Simujnak, B., Ambartsumov, R., Sakai, H., Mitchel, D., Shobe, J.: *Stress Fracture Prevalence in Elite Figure Skaters*, *Journal of Sports Science and Medicine*, vol. 7, 2008, p. 419 - 420

## **BIOMECHANIKA SKOKU ŁYŻWIARSKIEGO PODWÓJNY AXEL WYKONYWANEGO W WARUNKACH NATURALNYCH I SYMULACYJNYCH**

**Andrzej PAWLAK, Patrycja SZYMCZYK, Edward CHLEBUS**, Centre for Advanced Manufacturing Technologies, Politechnika Wrocławska, Wrocław

**Adam Feliks JUNKA, Anna SECEWICZ**, Zakład Mikrobiologii Farmaceutycznej i Parazytologii, Uniwersytet Medyczny we Wrocławiu, Wrocław

## **OCENA ZDOLNOŚCI TWORZENIA BIOFILMU *P.AERUGINOSA* NA PRÓBKACH STOPU AZ31 UZYSKANEGO W TECHNOLOGII SLM**

**Streszczenie:** W pracy przedstawiono wyniki badań nad oceną zdolności tworzenia biofilmu szczepu bakterii *P. aeruginosa*, na powierzchni próbek wyprodukowanych z lekkiego stopu magnezu - AZ31 w technologii SLM. Ilość kolonii bakteryjnych wyhodowanych w biofilnie, jest nawet 700x wyższa, w odniesieniu do skafoldów ze stopu Ti-6Al-7Nb, wyprodukowanych w tej samej technologii.

**Słowa kluczowe:** Selective Laser Melting, AZ31, *P. aeruginosa*

### 1. WSTĘP

Technologie przyrostowe (Additive Manufacturing – AM) posiadają przewagę nad konwencjonalnymi technologiami wytwórczymi ze względu na swobodę kształtowania skomplikowanych geometrii, oszczędność materiału oraz krótki czas od projektu do wytworzenia, zwłaszcza pojedynczych przedmiotów. Spośród technologii przyrostowych (AM), szczególne znaczenie stanowią technologie oparte na proszkach metali. Dobrze rozpoznane stopy tytanu (Ti-6Al-7Nb, czy Ti-6Al-4V), są powszechnie stosowane do wytwarzania implantów, ze skomplikowaną strukturą porowatą umożliwiającą przerost tkanek kostnych, w szczególności endoprotezy stawów kolanowych i biodrowych [1]. Interesującym materiałem, który również wobec aplikacji medycznych nie pozostał obojętny jest magnez wraz z jego stopami, pozwalający na bezinwazyjne usunięcie wszczepu z organizmu żywego w skutek resorpcji. Zbyt wysokie, niekontrolowane tempo resorpcji, nie pozwalało niestety na jego opracowanie i szersze zastosowanie. Technologie przyrostowe na przykładzie Selekttywnej Laserowej Mikrometalurgii (SLM), dzięki charakterystyce procesu, pozwalają na modyfikacje właściwości mechanicznych oraz materiałowych, co może prowadzić do uzyskania nowych charakterystyk. Łącząc wartości wytrzymałości specyficznej stopów magnezu odpowiadające właściwościom tkanek kostnych oraz zdolność do resorpcji, dostrzeżono perspektywę badań tego materiału w technologiach przyrostowych.

Bakterie *Pseudomonas aeruginosa* są częstą przyczyną występowania przewlekłego zapalenia kości [2]. Pacjenci z zaburzeniami systemu immunologicznego, oraz w trakcie inwazyjnych zabiegów chirurgicznych, są szczególnie narażeni na infekcje wywołane tymi bakteriami. *P. aeruginosa* wykazuje wysoką tendencję do formowania biofilmu. Biofilm, może tworzyć się nie tylko na żywych tkankach, ale również na wszczepach takich jak implanty, stenty, itp. [3].

Celem pracy było przebadanie uzyskanego materiału w technologii laserowej mikrometalurgii (SLM), w skutek przetapiania proszku stopu magnezu AZ31 za pomocą

wiązki lasera, pod kątem skłonności formowania biofilmu przez szczepy *P. aeruginosa* na powierzchni wyprodukowanych próbek.

## 2. MATERIAŁ I METODY

Wykorzystując urządzenie SLM50 firmy Realizer, wyprodukowano 6 próbek o średnicy 6,2 mm i wysokości 4 mm (Rys. 1) z proszku stopu AZ31 [4]. Próbki wytwarzane były z warstwą o grubości 50  $\mu\text{m}$ , stosując moc lasera na poziomie 75W. Do badań wykorzystano proszek stopu AZ31 (3% Al., 1% Zn), zakupiony od TLS Technik GmbH & Co Spezialpulver KG, o frakcji 40-106  $\mu\text{m}$ . Próbki usunięto z platformy procesowej, oraz zeszlifowano struktury podporowe pełniące funkcję rusztowania, ustalającego położenie próbek podczas procesu wytwórczego.

Szczep *P. aeruginosa* ATCC15442 rosnący na podłożu stałym (McConkey), przeniesiono do podłoża płynnego (TSB) i inkubowano przez 24h w temperaturze 37° w warunkach tlenowych, bez wytrząsania. Po tym okresie, gęstość zawiesiny ustalono densytometrycznie (Densimat) na  $3 \times 10^8$  komórek/ml. Do tak przygotowanej zawiesiny, wprowadzono wyprodukowane próbki. Próbki te inkubowano w temp. 37°C przez 24h. Po okresie inkubacji próbki przepłukane zostały roztworem 0,9% NaCl, celem pozbycia się z powierzchni niezwiązanych bakterii. Następnie próbki wprowadzono do 1ml detergentu 0,5% saponiny i wytrząsnęto w celu oderwania biofilmu bakteryjnego. Po wytrząsaniu zawiesinę rozcieńczono i obliczono ilości komórek bakteryjnych zasiedlających analizowane próbki. Uzyskane wyniki dodatkowo potwierdzono obserwacją wizualną za pomocą skaningowego mikroskopu elektronowego Zeiss EVO MA25 (SEM).



Rys. 1. Wyprodukowane w technologii SLM próbki walcowe do przeprowadzenia hodowli

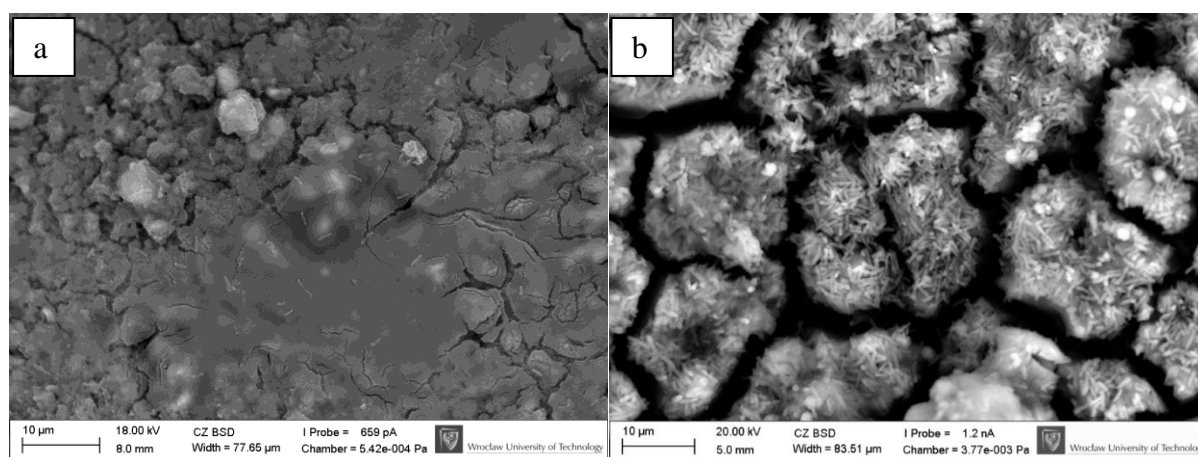
## 3. WYNIKI

Ilość kolonii bakteryjnych w utworzonym biofilmie na powierzchni badanych próbek wynosiła średnio  $5,42 \times 10^9$  (Tabela 1). Nie wykazano istotnej statystycznie różnicy pomiędzy zliczonymi ilościami bakterii na poszczególnych próbkach. W porównaniu do analogicznych badań, prowadzonych na skafoldach wyprodukowanych ze stopu Ti-6Al-7Nb, liczba drobnoustrojów była niemal 700-krotnie wyższa [4].

**Tabela 1. Ilość komórek bakteryjnych biofilmu *Pseudomonas aeruginosa* ATCC 15442, wyhodowanego na badanym materiale oraz na rusztowaniach ze stopu Ti6Al7Nb, uzyskanych w technologii SLM; cfu – colony forming units**

Próbki	Powierzchnia	<i>Pseudomonas aeruginosa</i> ATCC 15442		<i>Staphylococcus aureus</i> ATCC6538	
		[cfu/próbkę]	[cfu/mm <sup>2</sup> ]	[cfu/próbkę]	[cfu/mm <sup>2</sup> ]
[rodzaj]	[mm <sup>2</sup> ]				
<b>Skafold SLM - Ti6Al7Nb</b>	523,28	3x10 <sup>7</sup>	57 331	n.d.	n.d.
<b>Skafold SLM - Ti6Al7Nb</b>	756,26	n.d.	n.d.	2.33x10 <sup>9</sup>	3 080 950
<b>próbka walcowa SLM - AZ31</b>	138,29	5.54x10 <sup>9</sup>	39 168 072	4.42x10 <sup>8</sup>	2 215 105

Na obrazach mikroskopowych, wyhodowanych biofilmów, wyraźnie widać już po 7 dniach pałeczki ropy błękitnej (Rys. 2a). Po 21 dniach, kolonie bakteryjne są zdecydowanie bardziej rozbudowane, a powstały biofilm dodatkowo spękany (Rys. 2b).



**Rys. 2. Biofilm *P. aeruginosa*, na powierzchni wyprodukowanych próbek, a) po 7 dniach, b) po 21 dniach, SEM.**

#### 4. PODSUMOWANIE

Otrzymane wyniki wskazują na konieczność zwrócenia szczególnej uwagi na analizowany materiał ze względu na wysoką tendencję szczepu bakterii *P. aeruginosa* do tworzenia biofilmu na powierzchni stopu AZ31, uzyskanego w technologii SLM.

W przytoczonej pracy dotyczącej stopu tytanu Ti6Al7Nb [4], wykazano istotny spadek liczby komórek tworzących kolonię wskutek zastosowania chemicznej modyfikacji powierzchni, skutkujący redukcją o nawet 85%. Należy przeprowadzić dodatkowe badania, obróbki poprocesowej dla materiału uzyskanego w technologii SLM, przykładem przytoczonej publikacji, celem redukcji skłonności szczepu bakteryjnego *P. aeruginosa* do namnażania na rozpatrywanym materiale.

Przedstawione wyniki badań, wskazują na wysokie ryzyko wystąpienia etiologicznego zapalenia kości po wszczepieniu implantów wykonanych ze stopu AZ31, przetworzonego w technologii SLM. Mimo wysokiego potencjału dla opisywanego materiału pod kątem właściwości mechanicznych oraz niskiej cytotoksyczności, materiał wykazuje wysokie tendencje do tworzenia biofilmu bakteryjnego pałeczek gram-ujemnych *Pseudomonas aeruginosa*. Obecność biofilmu bakteryjnego na powierzchni wszczepu prowadzi do ochrony patogenu, przed mechanizmami obronnymi ustroju pacjenta, m.in. poprzez utrudnianie

penetracji antybiotyków i przeciwciał [5]. A to z kolei może utrudniać powrót pacjenta do pełnej sprawności po zabiegu implantacyjnym.

Badania współfinansowane ze środków Unii Europejskiej w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego

## LITERATURA

- [1] Karoluk M., Pawlak A., Chlebus E.: Wykorzystanie technologii przyrostowej SLM w procesie przetwarzania stopu tytanu Ti-6Al-7Nb do zastosowań medycznych, Aktualne Problemy Biomechaniki, z. 8, 2014, s. 81-86
- [2] 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, no 1, 2013, p. 69-76
- [3] Bjarnsholt T.: Biofilm Infections, Springer Science. Springer, New York, 2011
- [4] Szymczyk P., Chlebus E., Junka A., Secewicz A.: Impact of surface modifications on ability of clinical *P.Aeruginosa* strains to form biofilm on the SLM-produced Ti-6Al-7NB scaffolds, Majówka Młodych Biomechaników 2014, XI Konferencja Naukowa im. prof. Dagmary Tejszerskiej, Ustroń, 9-11 maja 2014, materiały konferencyjne, s. 123-124
- [5] Zuluaga A., Galvis W., Saldarriaga J. Agudelo M., Salazar B., Vesga O.: Etiologic Diagnosis of chronic Osteomyelitis A Prospective Study. Archives of Internal Medicine, vol. 166, 2006, p. 95-100.

## **ABILITY OF CLINICAL *P.AERUGINOSA* STRAINS TO FORM BIOFILM ON THE SLM-PRODUCED AZ31 SPECIMENS**

**Abstract:** In this work, results of research on ability to form biofilm by *P. aeruginosa* strains on AZ31 specimens manufactured in SLM technology are reported. The number of cells forming biofilm on specimens is even 700 times higher than on scaffolds manufactured from Ti-6Al-7Nb alloy by SLM technique.

**Piotr PROCHOR, Katarzyna IGNATIUK, Marcin DZIEMIANOWICZ, Paweł LIPOWICZ, Piotr BORKOWSKI, Eugeniusz SAJEWICZ**, Katedra Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka

## **PROJEKT WÓZKA INWALIDZKIEGO DLA PSA PO AMPUTACJI KOŃCZYNY PRZEDNIEJ**

**Streszczenie:** Niniejszy opis przedstawia własną koncepcję wózka inwalidzkiego dla psa po amputacji kończyny przedniej. Zasadniczym celem było zaprojektowanie konstrukcji, która swoją funkcjonalnością wyróżniałaby się spośród innych, dostępnych na rynku rozwiązań. Zostało to uzyskane m.in. przez zastosowanie elementów podatnych, które umożliwiają łatwiejsze poruszanie się zwierzęcia, np. w warunkach miejskich w przypadku konieczności pokonywania niewielkich progów. Zaprojektowany wózek inwalidzki został wykonany, a następnie przekazany na potrzeby psa.

**Słowa kluczowe:** wózek inwalidzki, pies, amputacja

### 1. WSTĘP

Protetyka i ortotyka jest jedną z głównych dziedzin szeroko pojmowanej inżynierii biomedycznej. Często wykorzystuje ona sprzęt medyczny, indywidualnie projektowany dla danego pacjenta i jego potrzeb [1]. Najczęstszym problemem powodującym konieczność ciągłego rozwoju tych urządzeń jest ograniczenie, a przede wszystkim utrata określonej zdolności, którą zazwyczaj jest lokomocja. W głównej mierze strata ta wynika z uszkodzeń mechanicznych, powstałych m.in. na skutek wypadków komunikacyjnych [2]. Dotyczy to zarówno ludzi, jak i zwierząt powodując, że siły reakcji podłoża w trakcie chodu całkowicie zmieniają swoje wartości [3,4,5]. Przyczyniać się może to do pogłębienia istniejących, bądź rozwoju nowych dysfunkcji w obrębie pozostałych kończyn [6,7].

### 2. CEL PROJEKTU

Cel projektu stanowiło opracowanie i wykonanie wózka inwalidzkiego dla psa po amputacji kończyny przedniej (rys. 1). Wśród założeń projektowych wymienić można przede wszystkim: zastosowanie profili rurowych o małej średnicy do konstrukcji wózka w celu zmniejszenia jego ciężaru; zastosowanie mechanizmów umożliwiających regulację wózka w celu jego dopasowania do gabarytów zewnętrznych psa; zastosowanie mechanizmów amortyzujących w celu umożliwienia sprawniejszego poruszania się zwierzęcia w miejskim terenie.



Rys. 1. Pies „Misiek” po amputacji kończyny przedniej prawej

### 3. ISTNIEJĄCE ROZWIĄZANIA

Na rynku (głównie zachodnim) wyróżnić można wiele modeli wózków inwalidzkich dla psów. Większość z nich posiada sztywną ramę oraz 4-punktowe podparcie w postaci kół. Niestety takie sposoby rozwiązania w większości przypadków charakteryzują się również wadami, wśród których można wyróżnić m.in. uniemożliwienie siadania psa będącego w trakcie użytkowania wózka, czy też brak możliwości dopasowania pochylecia kół. Cechy te wpływają nie tylko na zmniejszenie możliwego stopnia adaptacji konstrukcji do wymagań zwierzęcia, ale również do obniżenia komfortu jego użytkowania. Poniżej przedstawiono przykładowe rozwiązanie (rys. 2) ilustrujące w/w problemy. Koszt wózka inwalidzkiego dla psa wynosi średnio ok. 600\$ [8], co jest ceną często zbyt wysoką dla posiadacza niepełnosprawnego zwierzęcia.



Rys. 2. Przykładowe rozwiązanie konstrukcyjne wózka inwalidzkiego dla psa [8]

### 4. PROCES PROJEKTOWY

Proces projektowy obejmował wykorzystanie technik i nowoczesnych technologii szeroko stosowanych w projektowaniu sprzętu medycznego dla człowieka. Miało to na celu wskazanie możliwych ścieżek rozbudowy istniejących warsztatów w zakresie konstrukcji dla zwierząt, bez konieczności zakupu, czy też wprowadzania odpowiednich modernizacji posiadanych urządzeń.



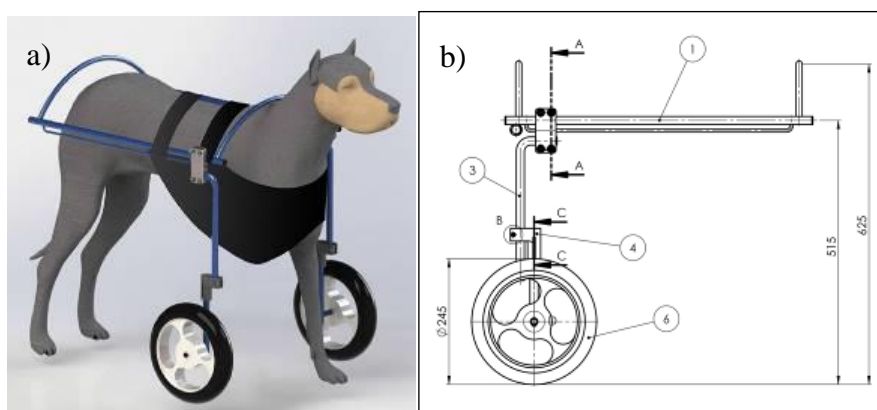
#### 4.1. Opracowanie i konstrukcja prototypu I

Projekt konstrukcji prototypu I obejmował kilka kluczowych etapów. Pierwszym z nich był pomiar cech antropometrycznych psa i przeniesienie tak uzyskanych wyników do odpowiedniego oprogramowania komputerowego. W tym celu najpierw wykonano negatyw (rys. 3a), a następnie na jego podstawie gipsowy pozytyw (rys. 3b). Pozytyw po odpowiedniej obróbce i przyklejeniu markerów, został następnie zeskanowany z użyciem ręcznego skanera laserowego (rys. 3c).



Rys. 3. Etap pierwszy: a) wykonanie negatywu; b) wykonanie pozytywu na podstawie negatywu; c) skan pozytywu z wykorzystaniem ręcznego skanera laserowego

Kolejnym krokiem było opracowanie na podstawie danych uzyskanych z trójwymiarowego skanu, odpowiedniej konstrukcji uwzględniającej cechy zawarte w założeniach projektowych. Wykorzystano tu oprogramowanie CAD – SolidWorks, które pozwoliło nie tylko na opracowanie modelu 3D konstrukcji (rys. 4a), ale również za pomocą modułu CADD możliwe było wykonanie dokumentacji technicznej (rys. 4b). Jako element pomocniczy w modelowaniu wykorzystano samodzielnie zmodyfikowany model psa, który uzyskany był ze źródeł internetowych.



Rys. 4. Etap drugi: a) opracowanie modelu 3D konstrukcji wózka inwalidzkiego; b) fragment wykonanej dokumentacji technicznej

Ostatni etap obejmował wykonanie konstrukcji na podstawie opracowanej dokumentacji technicznej. Wszystkie prace związane z wytworzeniem odpowiednich elementów wózka inwalidzkiego dla psa, odbywały się w hali maszyn Politechniki Białostockiej (rys. 5a). Po połączeniu wykonanych części i wykorzystaniu kół handlowych, powstał pierwszy prototyp (rys. 5b).



Rys. 5. Etap trzeci: a) stanowisko robocze w Hali Maszyn PB; b) prototyp I

#### 4.2. Wprowadzenie poprawek oraz opracowanie i konstrukcja prototypu II

Ze względu na zaistniałe wady w prototypie I, koniecznym było wprowadzenie odpowiednich poprawek. Wśród wad można było wyróżnić: brak znacznej możliwości dopasowania wózka na szerokość, 2-punktowe podparcie przednie położone za blisko umownego środka ciężkości zwierzęcia (większa wywrotność), czy też anatomicznie niesprzyjający kształt łącznika części lewej i prawej wózka. Po ich wyeliminowaniu m.in. przez zastosowanie odpowiednich mechanizmów powstał bardziej funkcjonalny sprzęt (rys. 6). Zastosowano także uprzęż, która została wykonana już wcześniej na potrzeby wyprowadzania zwierzęcia na zewnątrz.



Rys. 6. Prototyp II

Tak wykonana konstrukcja została dopasowana zarówno na szerokość jak i wysokość (rys. 7a) oraz ostatecznie została przekazana dla potrzebującego psa (rys. 7b).



Rys. 7. Przekazanie zaprojektowanej konstrukcji dla potrzebującego zwierzęcia: a) dopasowanie wózka do psa; b) pies w trakcie spaceru w skonstruowanym wózku inwalidzkim

## 5. WNIOSKI

Zaprojektowana konstrukcja charakteryzuje się szeregiem zalet wyróżniających ją spośród rozwiązań dostępnych na rynku. Należą do nich przede wszystkim zredukowany ciężar całkowity, zastosowanie mechanizmów amortyzujących, czy też umożliwienie siadania zwierzęcia w trakcie korzystania z wózka inwalidzkiego. Przekazanie konstrukcji dla potrzebującego zwierzęcia (rys. 7) pozwoliło na odciążenie pozostałej kończyny przedniej, dzięki czemu zmniejszono podatność na wystąpienie w niej dysfunkcji wywołanych m.in. zmienionym rozkładzie środka ciężkości wpływającego na zwiększenie występujących w trakcie chodu sił reakcji podłoża. Dodatkowo poprzez zaprezentowany proces projektowy wskazano, że sprzęt medyczny dla zwierząt może być wykonany przy użyciu urządzeń, które to są w posiadaniu przez większość warsztatów protetycznych. Dzięki temu nie istnieje konieczność wprowadzania w nich odpowiednich modernizacji, czy też zakupów sprzętu, aby umożliwić produkcję m.in. wózków inwalidzkich dla psów. Rozwój w tym kierunku pewnej ilości warsztatów, przyczyniłby się do poprawy warunków życia zwierząt niepełnosprawnych. Ze względu na wykorzystaną technikę wytwarzania, pies nie musiał brać udziału w całym procesie projektowania, a niezbędny był jedynie w celu pobrania odpowiednich pomiarów anatomicznych i wykonania negatywu. Ostateczna koncepcja prezentowanego sprzętu została zgłoszona jako wynalazek w Urzędzie Patentowym RP [9].

## LITERATURA

- [1] Tadeusiewicz R.: Inżynieria Biomedyczna, Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne, Kraków, 2008
- [2] Kiwerski J.: Rehabilitacja medyczna, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2005
- [3] Hogy S.: Kinematic and kinetic analysis of canine pelvic limb amputees at a trot, Colorado State University, Fort Collins, Colorado, 2011
- [4] Jarvis S.: Kinematic and kinetic analysis of canine thoracic limb amputees at a trot, Colorado State University, Fort Collins, Colorado, 2011
- [5] Fuchs A., Goldner B., Nolte I., Schilling N.: Ground reaction force adaptations to tripod locomotion in dogs, *The Veterinary Journal*, Vol. 201, 2014, p. 307-315
- [6] Hazewinkel H., Kirpensteijn J., van den Brom W., van den Bos R.: Ground reaction force analysis of large breed dogs when walking after the amputation of a limb, *The Veterinary Record*, Vol. 146, 2000, p. 155-159

- [7] Neal S.: Without regret: A handbook for owners of canine amputees, Doral Publishing, July, 2002
- [8] Materiały firmy K9Carts [[www.k9carts.com](http://www.k9carts.com), dostęp 17.10.2015]
- [9] Potwierdzenie przyjęcia wniosku o zgłoszenie wynalazku pt.: Wózek inwalidzki dla psa po amputacji kończyny; zgłoszenie nr P.411684

## **THE PROJECT OF A WHEELCHAIR FOR THE DOG AFTER A FRONT-LIMB AMPUTATION**

**Abstract:** The article presents the project of a wheelchair for the dog after front-limb amputation. The main goal was to create a new solution that would distinguish oneself among others constructions that are available on market. It was possible thanks to the use of shock-absorbers that allow easier animal's motion e.g. in city conditions in case of overcoming slight thresholds. The designed construction was made and forwarded to the necessitous dog.

**Piotr PROCHOR**, Katedra Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka

**Roman TROCHIMCZUK**, Katedra Automatyki i Robotyki, Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka

## PROJEKT MECHATRONICZNEGO URZĄDZENIA DO DRENAŻU LIMFATYCZNEGO

**Streszczenie:** W pracy przedstawiono projekt koncepcyjny mechatronicznego urządzenia do drenażu limfatycznego. Głównym celem zaprojektowanej konstrukcji medycznej jest umożliwienie pacjentowi samodzielnej kontroli nad obrzękiem limfatycznym w warunkach domowych. Umożliwione jest to poprzez odpowiedni masaż z wykorzystaniem posuwowo-wibracyjnych układów masujących oraz wymiennych i dopasowywanych końcówek w zależności od anatomicznej budowy pacjenta. Dzięki temu proponowane rozwiązanie charakteryzuje się innowacyjnymi cechami, wyróżniającymi je spośród innych rozwiązań obecnie dostępnych na rynku.

**Słowa kluczowe:** mechatronika, sprzęt medyczny, drenaż limfatyczny

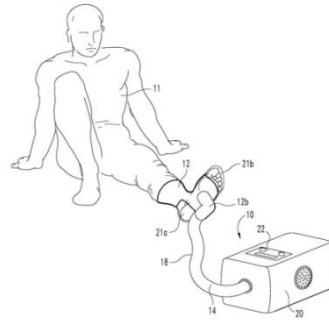
### 1. WSTĘP

Obrzęk limfatyczny powstaje na skutek nagromadzenia się bogatego w białko płynu w przestrzeni tkankowej i naczyniach limfatycznych, co prowadzi do postępującego włóknienia tkanek [1]. Schorzenie to dotyczy zarówno kończyn dolnych jak i górnych oraz może obejmować zarówno jedną kończynę (obrzęk jednostronny) lub obie jednocześnie (obrzęk dwustronny). Jednym ze sposobów jego kontroli jest drenaż limfatyczny, polegający na usprawnianiu krążenia limfy w miejscu obrzęku limfatycznego. Obecnie drenaż wykonywany jest on przez fizjoterapeutę w sposób manualny lub z użyciem dodatkowych systemów wspomagających jego pracę. Niniejsza praca powstała w celu przedstawienia własnej koncepcji mechatronicznego urządzenia do drenażu limfatycznego, które pozwoli pacjentowi dotkniętemu obrzękiem limfatycznym na pełną automatyzację procesu rehabilitacji.

### 2. OBECNY SPOSÓB WYKONYWANIA DRENAŻU LIMFATYCZNEGO

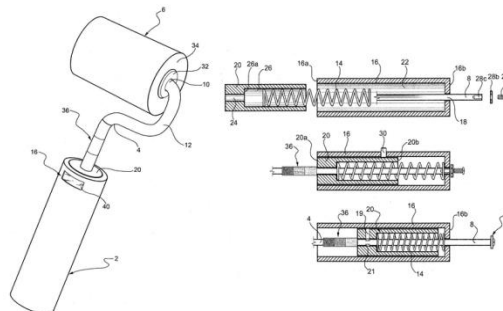
Obecnie szacuje się, że około 140 mln ludzi na całym świecie cierpi na powikłania związane z obrzękiem limfatycznym [2], co wskazuje na powszechność występowania tego schorzenia i związanego z nim zapotrzebowaniem na sposoby jego kontrolowania. Obrzęk limfatyczny stanowi bardzo duży problem nie tylko poprzez upośledzenie fizyczne osoby chorej, ale również może być przyczyną np. dodatkowych problemów emocjonalnych i obniżenia satysfakcji z życia codziennego. Tego typu obrzęki nie tylko wywołują u dotkniętych nimi ludzi wymienione powyżej niedogodności, ale przede wszystkim uniemożliwiają im w rezultacie częściowe lub też całkowite wykonywanie pracy zawodowej.

Obecnie istnieje niewiele metod i urządzeń stosowanych do drenażu limfatycznego. Każde z nich służy wyłącznie do wspomaganie pracy fizjoterapeuty, a nie czynności wykonywanych w domu przez samego pacjenta. Jednym z takich urządzeń jest m.in. pneumatyczne urządzenie ułatwiające cyrkulację płynu w organizmie (rys. 1). W systemie wyróżniamy nadmuchiwany mankiet, do którego włączane jest powietrze pod odpowiednim ciśnieniem. Cykliczne napełnianie mankieta powietrzem ma na celu usprawnienie przepływu chłonki w naczyniach limfatycznych kończyny pacjenta.



**Rys. 1. Pneumatyczne urządzenie ułatwiające cyrkulację płynu w organizmie [3]**

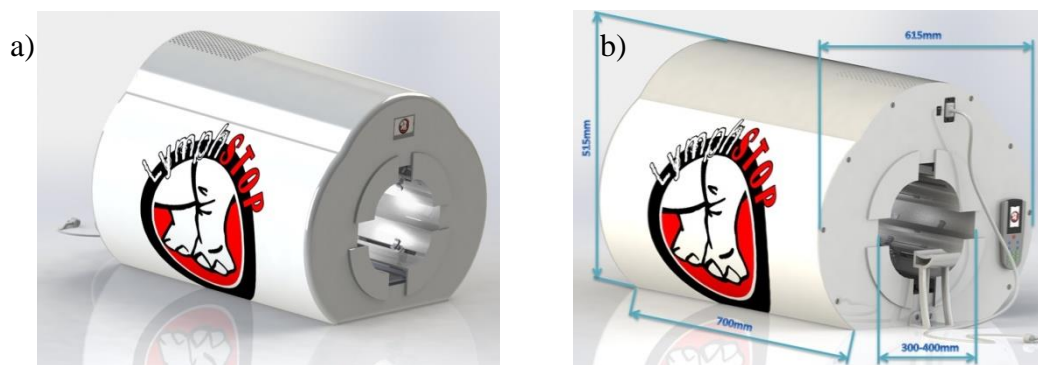
Kolejnym przykładem sprzętu używanego w opisywanym schorzeniu jest rolka do drenażu limfatycznego (rys. 2). Urządzenie ma służyć do przeprowadzania miejscowego drenażu limfatycznego przy pomocy wałka osadzonego na drążku z uchwytem, wewnątrz którego osadzona jest sprężyna. Do wykonywania drenażu potrzebny jest fizjoterapeuta, a rolka jedynie służy jako narzędzie wspomagające jego pracę [4].



**Rys. 2. Rolka do drenażu limfatycznego [4]**

### 3. PROPOZYCJA WŁASNEGO ROZWIĄZANIA

Pozytywne działanie masażu znane jest od wielu stuleci. Najlepsze rezultaty uzyskuje się stosując masaż regularnie, jednak jest to drogi i czasochłonny proces. Wymaga on częstych wizyt pacjenta w specjalistycznych placówkach medycznych. Dzięki proponowanemu rozwiązaniu dostajemy możliwość stosowania urządzenia w warunkach domowych, a tym samym problemy te ulegają rozwiązaniu. Proponowane rozwiązanie konstrukcyjne zaprojektowanego urządzenia medycznego LymphSTOP przedstawione jest na rysunku 3a i 3b.



Rys. 3. Własne rozwiązanie konstrukcyjne: a) widok z przodu, b) widok z tyłu z wymiarami gabarytowymi

Przy pomocy zaprojektowanego urządzenia możliwy będzie efektywny masaż w dowolnej chwili i co ważne w warunkach domowych. LymphSTOP masuje system limfatyczny w efekcie zmniejszając istniejący obrzęk. Aby urządzenie mogło spełniać stawiane jemu wymagania, opracowano następujące założenia konstrukcyjne:

- wymiary urządzenia:
  - długość odpowiadająca średniej długości antropometrycznej kończyny dolnej wynoszącej 700mm [5] (jednocześnie spełniona jest średnia długość antropometryczna kończyny górnej – około 650mm [5]);
  - kanał o średnicy maksymalnej równej 400mm i minimalnej 300mm (ustalana za pomocą przemieszczania z użyciem prowadnic, czteroczęściowej obudowy kanału, a także za pomocą dowolnego ustalenia długości końcówek masujących);
- wykorzystanie materiałów, o możliwie najniższym ciężarze właściwym, jednocześnie spełniających wymogi wytrzymałościowe (ABS oraz stop Al 6063 T6);
- połączenie zalet istniejących metod – masażu manualnego i wibracyjnego;
- automatyzacja i możliwość programowania procesu masażu;
- możliwość stosowania zarówno w warunkach szpitalnych jak i w domowych.

Obrzęk limfatyczny dotyczy w głównej mierze osób dorosłych, dlatego przyjęte wymiary zaprojektowanego urządzenia zostały dopasowane do tej grupy wiekowej. W przypadku stosowania u dzieci i osób o kończynach krótszych niż 700mm, istnieje możliwość wykonania prezentowanego urządzenia w mniejszych gabarytach. Wymaga to zastosowania jedynie odpowiednio krótszych prowadnic wewnętrznych i mniejszych obudów zewnętrznych.

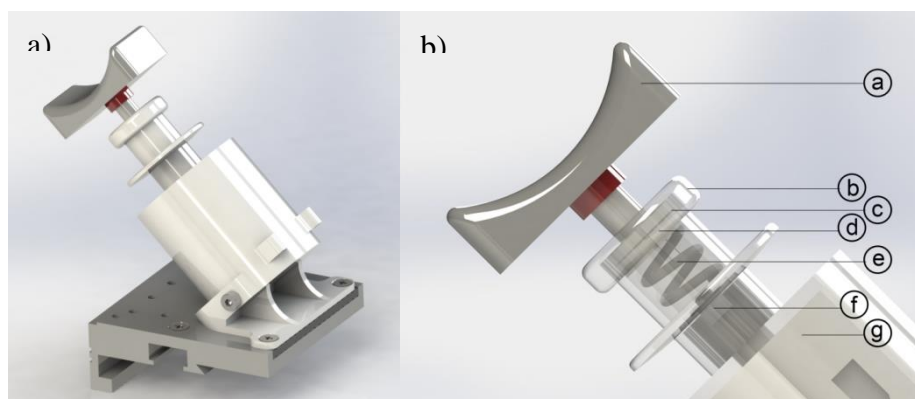
#### 4. ZASADA DZIAŁANIA ZAPROJEKTOWANEGO URZĄDZENIA

Kończyna objęta schorzeniem umieszczana jest w kanale wewnętrznym, który to dopasowywany jest za pomocą dwóch układów prowadnic, gdzie jeden układ zawiera: 4 prowadnice osi Z, 2 prowadnice osi X i 2 prowadnice osi Y. LymphSTOP w trakcie użytkowania przedstawiony został na rysunku 4:



Rys. 4. LymphSTOP w trakcie użytkowania (przekrój przez urządzenie); a - podpórka pod kończynę dolną

Drenaż limfatyczny (masaż) odbywa się przez układy masujące (rys. 5) poruszane ruchem posuwistym na prowadnicach X (dzięki czemu drenaż posiada zalety płynące z masażu manualnego). Do każdego z nich można dobrać w zależności od cech anatomicznych pacjenta różne długości sworzni końcówek, zwiększając możliwość dopasowania urządzenia do cech indywidualnych użytkownika. Pozytywne cechy płynące z masażu wibracyjnego możliwe są do osiągnięcia przez zastosowanie asynchronicznego obciążenia na małych silnikach elektrycznych umieszczonych wewnątrz układów masujących. Pod obudową silnika znajdują się podkładki z tworzywa elastycznego, oddzielające silnik od obudowy zewnętrznej oraz tłumiące drgania. Dzięki temu drgania występują jedynie na końcówkach masujących i zredukowane są drgania obudowy urządzenia.



**Rys. 5. Układ masujący: a) widok podstawowy; b) umiejscowienie elementów: a - końcówka masująca, b - blokada zewnętrzna gwintowana, c - czujnik nacisku, d - blokada wewnętrzna pod czujnik, e - sprężyna, f - asynchroniczne obciążenie, g - silnik elektryczny**

Projektując rozwiązanie przewidziano również zastosowanie handlowych, wymiennych końcówek, stosowanych w urządzeniach masujących (rys. 6), które nakładane są na trzpień pojedynczej końcówki. Ich odpowiedni kształt pozwala na efektywny masaż, dostosowany do indywidualnych potrzeb pacjenta.



**Rys. 6. Przykładowe wymienne końcówki masujące [6]**

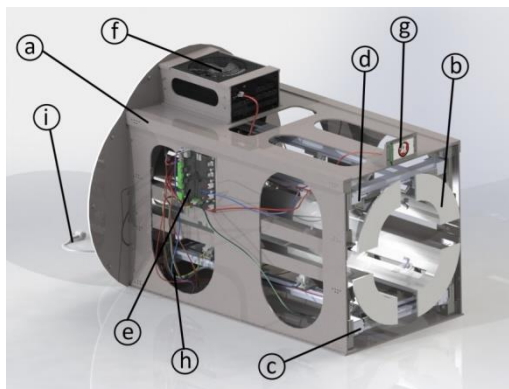
Elementy nadające urządzeniu cechy mechatroniczne to przede wszystkim czujniki nacisku umiejscowione w układach masujących. Przyłożona siła do okrągłej końcówki czujnika powoduje wzrost jego rezystancji. Wykorzystanie tego zjawiska i odpowiedniego sterownika, umożliwia dokładne dopasowanie rozmiaru kanału do wnętrza którego wprowadzana jest kończyna, dając możliwość dopasowania go do indywidualnych cech anatomicznych pacjenta. Zakres pomiarowy czujnika został dopasowany do danych normatywnych, opisujących siłę oddziaływania drenażu na obrzęk. Na ich podstawie wartość siły stosowana w masażu, nie powinna wywoływać ciśnienia powyżej 4kPa na powierzchni opuchlizny [7].

W celu kontrolowania i automatyzacji procesu dopasowywania uwzględniono układ mikroprocesorowy, który steruje całym procesem rehabilitacyjnym. Odbywa się to począwszy od pierwszego dopasowania kanału do kończyny pacjenta przez odpowiednie



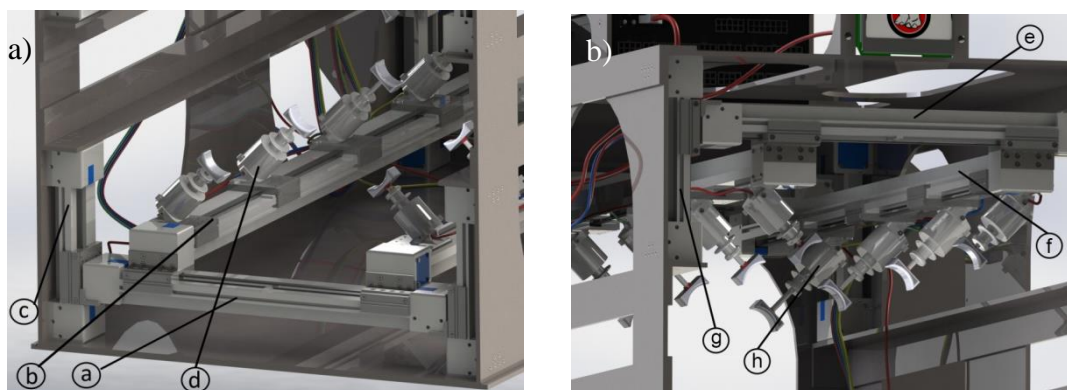
sprężenie z czujnikami nacisku, poprzez ruchy posuwiste końcówek masujących, aż do czasu zakończenia etapu rehabilitacji. Uwzględniony sterownik do obsługi trzech osi został dopasowany do silników elektrycznych (12V i 4,8V) użytych w urządzeniu. Ze względu na brak przepływu prądu przez część aplikacyjną (końcówki masujące), wykorzystane do zasilania urządzenia napięcie 24V stosowane w przemyśle można uznać za bezpieczne [8]

Pozostałe komponenty prezentowanego urządzenia pozwalające na spełnienie stawianych mu wymagań, przedstawione zostały na rysunku 7.



**Rys. 7.** Propozycja własnego rozwiązania konstrukcyjnego (widok po zdjęciu zewnętrznej obudowy): a - rama, b - czteroczęściowy kanał, c - dolny układ prowadnic d - górny układ prowadnic e - sterownik, f - zasilacz, g - wyświetlacz, h - przewody łączące elementy elektroniczne urządzenia, i - kabel zasilający

Równie ważnym i kluczowym elementem całego urządzenia jest dwumodułowy układ prowadnic przedstawiony na rysunku 8a i 8b. Zapewnia on prawidłowe działanie całego urządzenia przez umożliwienie ruchu posuwowego układów masujących. Wraz z wibracyjnym oddziaływaniem każdego układu na kończynę objętą schorzeniem, pozwala na przeprowadzenie drenażu limfatycznego łączącego zalety masażu manualnego i wibracyjnego.



**Rys. 8.** Dwumodułowy układ prowadnic a) moduł dolny: a - prowadnica dolna oś X, b - prowadnica dolna oś Y, c - prowadnica dolna oś Z, d - układ masujący dolny; b) moduł górny: e - prowadnica górna oś X, f - prowadnica górna oś Y, g - prowadnica górna oś Z, h - układ masujący górny

#### 4. PODSUMOWANIE I KIERUNKI DALSZYCH BADAŃ

Analizując stosowane powszechnie urządzenia i wynalazki (przykłady w źródłach [3, 4]), można stwierdzić, że żadne z nich nie posiada możliwości automatyzacji procesu masażu obręku limfatycznego. Proponowane rozwiązanie mechatroniczne jest w stanie spełnić takie wymagania. Jego konstrukcja pozwala wykonywać precyzyjny drenaż limfatyczny skutkujący zmniejszeniem obrzęku kończyn chorego, łączący zalety płynące z połączenia oddziaływań manualnych i wibracyjnych na układ limfatyczny pacjenta.

Poprzez zastosowanie czujników siły nacisku, urządzenie posiada również możliwość automatyzacji masażu i dokładnego dopasowania (poprzez wykorzystanie informacji ze środowiska zewnętrznego) do kończyny użytkownika. Nieodzowną zaletą urządzenia jest również możliwość programowania cykli masażu, dzięki czemu drenaż limfatyczny jest indywidualnie dobierany do indywidualnych potrzeb pacjenta. Dodatkowo pacjent ma również możliwość łatwego dostosowania intensywności masażu, poprzez użycie kontrolera, na którym możemy zadać parametry masażu. Niezbędne pacjentowi informacje pojawiają się na wyświetlaczu LCD, czyniąc urządzenie łatwym i wygodnym w użytkowaniu dla każdego. Zaprezentowana w niniejszej pracy konstrukcja została zgłoszona jako wynalazek do Urzędu Patentowego RP [9]. Kolejnym planowanym etapem rozwoju jest wykonanie prototypu zaprojektowanej konstrukcji, który następnie będzie testowany przez grupę wybranych pacjentów. Celem tych działań będzie testowanie i optymalizacja umożliwiająca prawidłowe przystosowanie systemu do codziennej praktyki rehabilitacyjnej.

## LITERATURA

- [1] Wiktor M., Synowiec T., Liweń., M.: The basis of physiology of the lymphatic system. Lymphedema, Przewodnik Lekarza, vol. 5, 2006, p. 80-89
- [2] Brorson H., Ohlin K., Olsson G., Svensson B., Svensson.: Controlled compression and liposuction treatment for lower extremity lymphedema, Lymphology, vol. 41, no. 2, 2008, p. 52-63
- [3] Patent - US2014088476 (A1) – Intermittent pneumatic compression device
- [4] Patent - US2014148744 (A1) - Roller device for lymphatic drainage treatments
- [5] Gedliczka A.: Atlas miar człowieka, Centralny Instytut Ochrony Pracy, Warszawa, 2001.
- [6] Materiały firmy LIBERCO, strona internetowa: [www.liberco.pl](http://www.liberco.pl) [dostęp 28.06.2015].
- [7] French R. M.: Milady's guide to lymph drainage massage, wyd. Thomson Delmar Learning, New York, 2004
- [8] Polska norma: PN-EN 60601-1:2011, Medyczne urządzenia elektryczne – Część 1: Wymagania ogólne dotyczące bezpieczeństwa podstawowego oraz funkcjonowania zasadniczego
- [9] Potwierdzenie przyjęcia wniosku o zgłoszenie wynalazku pt.: Mechatroniczne urządzenie do drenażu limfatycznego; zgłoszenie nr P.411811

## THE PROJECT OF A MECHATRONIC DEVICE FOR LYMPHATIC DRAINAGE

**Abstract:** The following article presents the project of a mechatronic device for lymphatic drainage. It's main goal is to provide the possibility of unassisted lymphatic obstruction's massage in home conditions. The whole process is enabled by the designed massaging gears with exchangeable and adjusted to patient's anatomic attributes remainders. Described features provide innovative properties that distinguish the presented project from others devices that are available on the market.

Katarzyna **RABIJ**, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

Anita **KAJZER**, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

Wojciech **KAJZER**, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

## BADANIE WŁASNOŚCI MECHANICZNYCH BYDŁĘCYCH KOŚCI UDOWYCH

**Streszczenie:** Celem badania było określenie własności mechanicznych bydłęcych kości udowych w różnym stanie uwodnienia i wysuszenia. Wartości te są niezbędne do numerycznych i eksperymentalnych analiz układu kość-implant, prowadzonych podczas projektowania nowych rozwiązań konstrukcyjnych. Dla celów pracy przeprowadzono statyczną próbę zginania i pomiary twardości oraz prowadzono obserwacje makroskopowe obszarów pęknięcia próbek.

**Słowa kluczowe:** kość bydłęca, statyczna próba zginania, pomiary twardości

### 1. WSTĘP

Informacje związane ze znajomością własności mechanicznych tkanek są zasadniczym warunkiem dla teoretycznych, numerycznych i doświadczalnych analiz podejmujących temat funkcji poszczególnych narządów, jak i całego ciała. Podczas projektowania implantów dużą rolę odgrywa biomateriał, z którego będą one wykonane, przede wszystkim odpowiedni dobór jego własności mechanicznych, dzięki którym implanty będą w stanie przenosić obciążenia w zakresie sprężystym oraz pozwolą na stabilny zrost [1,2]. Znając własności mechaniczne kości jesteśmy w stanie dobrać odpowiedni biomateriał oraz jego umocnienie, aby zapewnić prawidłową stabilizację odłamów kostnych.

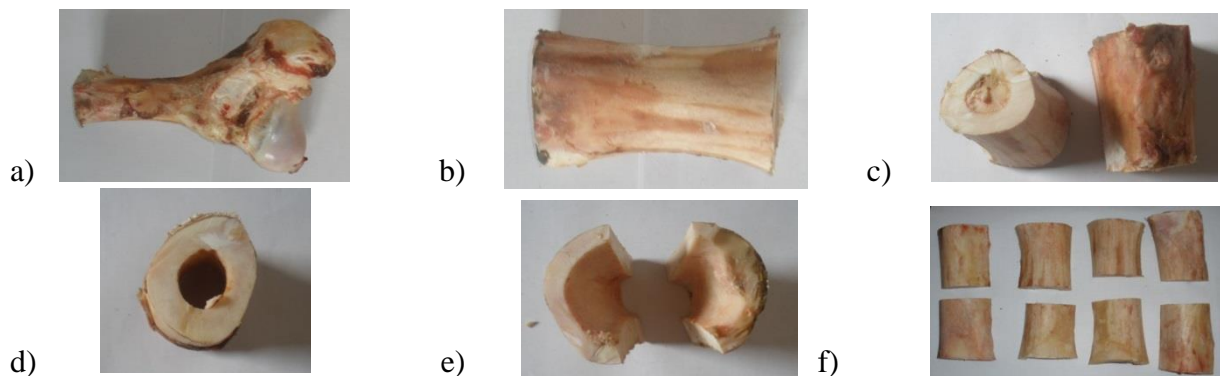
Podczas projektowania i wytwórstwa nowych rozwiązań należy zwrócić szczególną uwagę na ryzyko powstania infekcji w obrębie układu implant-kość, która jest związana z obecnością biofilmu oraz bakterii na powierzchni implantu [3]. Implanty stosowane do stabilizacji złamań kostnych u zwierząt charakteryzują się podobną geometrią oraz wykonane są z tych samych biomateriałów, co implanty do leczenia złamań kostnych u ludzi. Implanty metalowe, które znalazły szerokie zastosowanie w weterynarii, zazwyczaj wykorzystywane są w postaci śrub dokorowych oraz płytek samodociskowych. Bardzo często stosowane są w osteosyntezie kości nadgarstka, śródreżca, ramienia czy kości promieniowej u koni [4-7], jak również w leczeniu ubytków tkanki chrzęstnej [8]. W takich przypadkach istotne jest, aby wykonywane zespolenie było stabilne, bez odczynów zapalnych oraz obluźowania implantu. Jakość takiego zespolenia będzie zależała od rodzaju zastosowanego biomateriału oraz od własności tkanki kostnej.

Wiadomo, że własności mechaniczne kości zależne są od gatunku i wieku zwierzęcia oraz geometrii i budowy kości. Z wiekiem wytrzymałość kości korowej zmniejsza się, dlatego zwiększa się jej podatność na złamania. Najczęściej, gdy dochodzi do urazu, na kość działają

siły o kierunku poprzecznym do jej osi, dlatego w pracy porównano własności mechaniczne bydłych kości udowych o różnym stanie uwodnienia i wysuszenia. W szczególności skupiono się na wyznaczeniu wpływu suszenia i moczenia próbek pobranych z bydłych kości udowych na ich własności mechaniczne wyznaczone podczas statycznej próby zginania oraz pomiarów twardości.

## 2. PRZYGOTOWANIE MATERIAŁU DO BADAŃ

W pierwszym etapie przygotowania próbek odcięto nasady (rys. 1a) pozostawiając do dalszego przygotowania trzony kości (rys. 1b). Trzon podzielono na pół (rys. 1c) celem przygotowania próbek o określonych wymiarach, a następnie usunięto szpik kostny (rys. 1d). Po usunięciu szpiku każdą z kości przecięto wzdłuż osi wzrostu (rys. 1e). Kolejno kości oczyszczono z pozostałych tkanek miękkich i zdezynfekowano alkoholem (rys. 1f).



Rys. 1. Poszczególne etapy przygotowania próbek

Przygotowane kości pocięto na próbki przy użyciu przecinarki precyzyjnej Secotom - 15 firmy Struers z prędkością cięcia 300 mm/s. Następnie próbki szlifowano na wodnym papierze ściernym o gradacji 120 w celu uzyskania przybliżonych wymiarów końcowych, czyli próbek o szerokości (a) 10 mm, grubości (b) 4 mm oraz długości (c) 60 mm (rys. 2). Próbki szlifowano od strony kości gąbczastej, tak aby do badań zachować kość korową oraz w taki sposób, aby obie powierzchnie były do siebie równoległe. W rezultacie uzyskano 20 próbek (rys. 2), które ponumerowano oraz podzielono na 5 grup (tab. 1).



Rys. 2. Przykład próbki: schemat (z lewej), po wycięciu (z prawej)

Tabela 1. Podział próbek na grupy

Grupa	Numery próbek	Czas suszenia [dni]
I	1÷4	0
II	5÷8	10
III	9÷12	10/ moczone
IV	12÷16	68
V	17÷20	68/ moczone

Próbki z grupy III oraz V po odpowiednio 10 i 68 dniach suszenia, moczone przez 24 godziny w roztworze Ringera, przygotowanym w 1000 ml wody demineralizowanej o składzie: 8,6 g chlorku sodu, 0,3 g chlorku potasu, 0,48 g chlorku wapnia.

### 3. STATYCZNA PRÓBA ZGINANIA

Statyczną próbę zginania przeprowadzono do momentu pęknięcia próbki, na maszynie wytrzymałościowej MTS Criterion model 45 z prędkością obciążania 2mm/min, rozstawem podpór (l) 40 mm oraz średnicą rolek 5 mm, zgodnie z zaleceniami normy PN-EN 843-1 [9]. Na podstawie przeprowadzonej próby zginania uzyskano zależności w układzie obciążenie P - strzałka ugięcia f oraz charakterystyki naprężeniowo - odkształceniowe dla poszczególnych próbek. Następnie wyznaczono wartości strzałki ugięcia f [mm] oraz wytrzymałości na zginanie  $R_g$  [MPa].

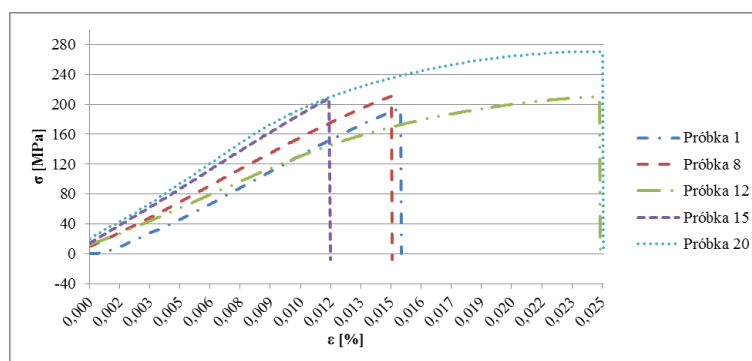
### 4. POMIARY TWARDOŚCI

Pomiar twardości przeprowadzono metodą Vickersa na twardościomierzu DuraScan firmy Struers przy obciążeniu 9,81 N zgodnie z zaleceniami normy PN - EN 843-4:2005 [10]. Badanie polegało na wykonaniu trzech pomiarów na każdej próbce diamentowym wgłębnikiem w kształcie ostrosłupa o podstawie kwadratu i kącie wierzchołkowym wynoszącym 136°. Następnie dokonano pomiaru długości przekątnych odcisku i obliczono wartość twardości HV1. Wszystkie otrzymane wartości przedstawiono w postaci liczbowej wraz z odchyleniem standardowym.

Po zrealizowaniu badań, obserwowano okolice pęknięcia próbki wykorzystując mikroskop stereoskopowy SteREO Discovery.V8 firmy Zeiss przy powiększeniu 10x.

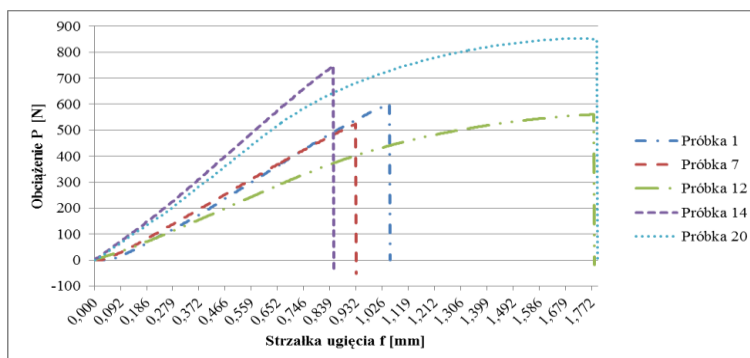
### 5. WYNIKI BADAŃ

Przykładowe charakterystyki naprężeniowo odkształceniowe oraz zależności w układzie obciążenie P - strzałka ugięcia f przedstawiono na rysunkach 3 i 4.



Rys. 3. Przykładowe charakterystyki naprężeniowo-odkształceniowe dla wybranych próbek

Na podstawie uzyskanego wykresu (rys.3) można stwierdzić, że przebiegi charakterystyk naprężeniowo-odkształceniowych dla próbek z grupy III oraz V różnią się od pozostałych grup. Na różnice w przebiegach miało wpływ eksponowanie próbek na roztwór Ringera przez okres 24 godzin.



Rys. 4. Przykładowe wykresy zależności obciążenia P od strzałki ugięcia f dla wybranych próbek

Na podstawie przykładowych wykresów przedstawionych na rysunkach 3 i 4 można stwierdzić, że dla próbek z grupy III oraz V charakter krzywych w układzie obciążenie P - strzałka ugięcia f ma podobny przebieg do charakterystyk naprężeniowo-odkształceniowych dla tych samych grup.

Wartości wytrzymałości na zginanie  $R_g$  oraz strzałki ugięcia f przedstawiono w tabeli 2.

Tabela 2. Wartości wytrzymałości na zginanie  $R_g$

	I	II	III	IV	V
$R_g$ [MPa]	193±47	206±24	178±50	172±60	177±99
f [mm]	1,0±0,0	1,0±0,1	1,6±0,4	0,7±0,1	1,7±0,3

Analizując wyniki można stwierdzić, że średnia wartość wytrzymałości na zginanie  $R_g$  próbek ze wszystkich grup była porównywalna. Największą średnią wartość wytrzymałości na zginanie  $R_g$  wykazały próbki z grupy II - 206 [MPa], najmniejszą natomiast próbki z grupy IV - 171 [MPa]. Wartość wytrzymałości na zginanie  $R_g$  próbek z grupy III oraz V różniła się 1 [MPa].

Analizując uzyskane wyniki zaobserwowano, że średnie wartości strzałki ugięcia f dla próbek z grupy I, II były takie same i wynosiły 1 [mm]. Próbki z grupy IV miały najmniejszą wartość strzałki ugięcia f = 0,7 [mm]. Większymi wartościami charakteryzowały się próbki z grupy III oraz V i wynosiły odpowiednio 1,6 [mm] oraz 1,7 [mm].

W odniesieniu do próbek z grupy I wartość strzałki ugięcia f próbek z grupy III i V wzrosła, natomiast z grupy IV zmniejszyła się. Wpływ na wartości strzałki ugięcia f próbek miały procesy suszenia i moczenia. Próbki suszone (grupy II i IV) miały mniejszą wartość strzałki ugięcia f niż próbki moczone w roztworze Ringera (grupy III i V), które były bardziej uwodnione, a przez to bardziej elastyczne. Zależności te potwierdzają wyniki pomiarów twardości (tab. 3).

Tabela 3. Wyniki pomiarów twardości

	I	II	III	IV	V
HV 1	53±2,5	48±10,1	39±7,3	46±13,0	35±8,9

Na podstawie wyników pomiarów stwierdzono, że największą średnią wartością twardości wynoszącą 53 HV1 charakteryzowały się próbki z grupy I. Próbki z grupy III (39 HV1) oraz V (35 HV1) posiadały mniejszą wartość twardości niż odpowiednio grupy II (48 HV1) i IV (46 HV1). Natomiast twardość próbek z grupy II i IV oraz odpowiednio III i V była zbliżona.

Ocena makroskopowa obszarów, w których wystąpiło pęknięcie próbek podczas badania wykazała, że część próbek charakteryzowała się złamaniem dokładnie w środku próbki, u innych widoczne było złamanie pod kątem. Nie zaobserwowano w wyglądzie obszarów złamania zależności pomiędzy suszeniem i moczeniem próbek, a ubytkiem kawałka kości korowej po przeprowadzonej próbie.

## 6. PODSUMOWANIE

Na podstawie uzyskanych wyników można zaobserwować występowanie różnic we własnościach mechanicznych kości w zależności od stopnia ich uwodnienia.

Moczenie próbek suszonych w roztworze Ringera wpłynęło na: wzrost wartości strzałki ugięcia  $f$ , spadek wartości twardości kości w odniesieniu do wyników uzyskanych dla kości świeżej, nie poddanej ekspozycji na roztwór. Próbki suszone posiadały większą twardość niż próbki moczone w roztworze Ringera, jednak miały o około 6 HV1 mniejszą twardość w odniesieniu do próbek z kości świeżej. Średnia wartość naprężeń próbek moczonych w roztworze Ringera (grupa III oraz V) była porównywalna. Stwierdzono również występowanie w tych grupach największych wartości strzałki ugięcia  $f$  w porównaniu do próbek pozostałych grup, co świadczy o tym, że próbki były bardziej elastyczne od pozostałych.

Po przeprowadzonych badaniach uzyskano zbliżone wartości własności mechanicznych do wyników badań innych autorów. Autorzy [11] dla próbek świeżych i suszonych 30 dni, o wymiarach 40 x 10 x 4 [mm] uzyskali bardzo zbliżone wartości własności mechanicznych do wyników badań przedstawionych w pracy, między innymi: siły niszczącej  $P$  [N], strzałki ugięcia  $f$  [mm] oraz twardości [HV5]. Dla kości świeżej wartość średniej siły niszczącej  $P$  wynosiła 581 [N], co nieznacznie różni się od wyników przedstawionych w pracy, gdzie średnia wartość wynosiła 563 [N], analogiczne wyniki uzyskano dla kości suszonej 30 dni, po badaniu przedstawionym w pracy uzyskano wartość  $P = 592$  [N], a 593 [N] po badaniu przez autorów [11].

Kolejne badania przeprowadzone przez autorów [12] wskazują, że średnia wartość wytrzymałości na zginanie  $R_g$  próbek świeżych pobranych z kości wołowej w kierunku wzdłużnym o wymiarach 40 x 10 x 2 [mm] poddanych trójpunktowemu zginaniu wynosiła 216 [MPa]. Próbki o tych samych wymiarach po 30 dniowym okresie suszenia, również poddane trójpunktowemu zginaniu charakteryzowały się średnią wartością wytrzymałości na zginanie  $R_g$  wynoszącą 127 [MPa]. Wyniki tych badań są porównywalne z uzyskanymi w pracy.

## LITERATURA

- [1] Kajzer W., Krauze A., Kaczmarek M., Marciniak J.: FEM analysis of the expandable intramedullary nail. Wyd. Springer-Verlag, 2008, p.537-544
- [2] Kajzer A., Kajzer W., Gzik-Zroska B., Wolański W., Janicka I., Dzieliński J.: Experimental Biomechanical Assessment of Plate Stabilizers for Treatment of Pectus Excavatum, Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 15, no.3, 2013, p.113-121
- [3] Świczko-Żurek B.: The biological reactions on the implant-organism border, Engineering of Biomaterials, vol.X, no. 63-64, 2007, p. 43-44

- [4] Samsel J.: Osteosynteza kości nadgarstkowej III u koni pod kontrolą artroskopową, *Życie Weterynaryjne*, vol. 85, nr 5, 2010, s.440-444
- [5] Turek B., Szara T., Gębka M.: Przypadek wyleczenia źrebięcia ze złamaniem kości ramiennej, *Życie Weterynaryjne*, vol. 88, nr 1, 2013, s. 53-55
- [6] Samsel J.: Nietypowe złamanie kości śródrcza III u konia – przypadek kliniczny, *Życie Weterynaryjne*, vol. 89, nr. 8, 2014, s.692-693
- [7] Samsel J.: Zachowawcze i operacyjne leczenie złamania kości promieniowej u dwóch dorosłych koni – opis przypadków klinicznych, *Życie Weterynaryjne*, vol. 88, nr 5, 2013, s. 398-401
- [8] Drewnowska O., Turek B.: Ubytki tkanki chrzęstnej i ich regeneracja w stawach u koni, *Życie Weterynaryjne*, vol. 88, nr 3, 2013, s. 204-206
- [9] PN – EN 843-1:2007: Techniczna cermika zaawansowana. Właściwości mechanicznej ceramiki monolitycznej w temperaturze pokojowej. Część 1: Oznaczanie wytrzymałości na zginanie
- [10] PN – EN 843-4:2005: Techniczna ceramika zaawansowana. Właściwości mechaniczne ceramiki monolitycznej w temperaturze pokojowej. Część 4: Twardość powierzchniowa według Vickersa, Knoopa i Rockwella
- [11] Sadowska J., Kromka-Szydek M.: Zmiany własności mechanicznych kości zwierzęcych w zależności od stopnia nawilżenia preparatu, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, vol. 6, 2012, s.111-116
- [12] Kajzer A., Kajzer W., Basiaga M., Kuna E.: Study of the mechanical properties of ox and pig bones, *Engineering of Biomaterials*, vol. 119, 2013, p.45-50

## **EXAMINATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF BOVINE FEMURS**

**Abstract:** The aim of this study was to determine the mechanical properties of bovine femur. Those values are necessary for numerical and experimental analyses of the bone-implant system, conducted during designing new structural solutions for this system. For the purpose of work the static bending test and hardness measurement were performed.



**Agnieszka SOBEL**, Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej w Ustroniu,  
**Katarzyna KAPUSTKA**, Politechnika Częstochowska, ATH Bielsko-Biała  
**Barbara CIEJKA**, Prywatny Gabinet Stomatologiczny  
**Maciej HAJDUGA**, ATH Bielsko Biała

## **WSPÓLPRACA STOMATOLOGA Z TECHNIKIEM, CZYLI JAK DOBRZE POBRAĆ WYCISK**

**Streszczenie:** Współpraca lekarza stomatologa z technikiem dentystycznym stanowi jeden z prominentnych warunków prowadzenia skutecznego leczenia protetycznego. W gestii każdego z nich znajdują się określone zadania, które muszą zostać precyzyjnie zrealizowane, przy wzajemnej konsultacji oraz zrozumieniu potrzeb pacjenta. Jest to szczególnie ważne w kontekście prawnego zakazu kontaktu technika dentystycznego z osobą leczoną, który sprawia, że wykonany wycisk jest kluczowy w procesie przekazywania informacji pomiędzy gabinetem stomatologicznym a pracownią techniczną.

**Słowa kluczowe:** łyżki indywidualne, biomechanika, materiały na wyciski, modele robocze

### 1. WSTĘP

XXI wiek stanowi czas, w którym estetyczny wygląd uznawany jest za jedną z istotnych wartości. Elementem, na który zwraca się w tym kontekście uwagę, jest między innymi piękny uśmiech. Zadaniem stomatologa i technika staje się zatem realizacja prac na najwyższym poziomie, przy uwzględnieniu jak najkrótszego czasu wykonawstwa. W związku z tym faktem współpraca lekarza, który zleca leczenie protetyczne, i technika dentystycznego powinna być ścisła, bezpośrednia, a także oparta na wzajemnym zrozumieniu planu leczenia oraz potrzeb pacjenta [1,2].

Rehabilitacja protetyczna charakteryzuje się obecnie dynamicznym rozwojem w zakresie materiałoznawstwa, metod leczenia oraz stosowanych technologii [7]. Z drugiej strony to nadal dokładność dopasowania stałych uzupełnień do struktur jamy ustnej stanowi najważniejszy czynnik zagwarantowania długoterminowego sukcesu leczenia protetycznego. Finalny efekt, stanowi wynik wspólnej pracy stomatologa i technika dentystycznego. Do tej pory znaczna część prac protetycznych realizowana jest tradycyjną metodą, podczas której wykorzystuje się roboczy model gipsowy. W gestii lekarza dentysty znajduje się właściwe przygotowanie pola protetycznego, zrobienie wycisku stanowiącego wierną kopię warunków cechujących jamę ustną, a także dopasowanie i dokładne zacementowanie pracy. W tym zakresie stworzenie odpowiedniego wycisku warunkowane jest wyborem właściwego materiału wyciskowego i łyżki wyciskowej oraz wykorzystania określonej techniki wyciskowej. Technik dentystyczny natomiast zobowiązany jest dobrać konkretny gips modelowy, wosk i masę osłaniającą, następnie zaś wykonać dokładne uzupełnienie [8].

Niniejsze opracowanie poświęcone zostało analizie fundamentalnych czynników warunkujących skuteczną współpracę stomatologa i technika dentystycznego. Przedstawione

zostaną czynności związane z przygotowaniem pacjenta, pobraniem wycisku oraz realizacją biomechanicznych ruchów żuchwy oraz szczęki.

## 2. WYCISK NIEODŁĄCZNYM ELEMENTEM IDEALNEGO UZUPEŁNIENIA PROTETYCZNEGO

### 2.1. Zakres pracy

Zakres pracy obejmuje wykonawstwo wycisków stomatologicznych u pacjenta przy zastosowaniu określonych procedur, a także ocenę jakości oraz przydatności podjętych czynności. W pracy przedstawiono również przegląd piśmiennictwa, metody oraz ich praktyczne zastosowanie w przypadku efektywnej współpracy stomatologa z technikiem dentystycznym.

### 2.2. Cel pracy

Cel pracy jest natomiast ukazanie efektów współpracy lekarza z technikiem, poczynając od pobrania wycisków, po końcową instalację uzupełnienia protetycznego.

### 2.3. Istota wykonania wycisków stomatologicznych

Jednym z prominentnych aspektów skutecznie realizowanej procedury leczenia protetycznego jest wykonanie wycisków pola zabiegowego po przygotowaniu filarów pod odbudowę [9]. Precyzyjne odzwierciedlenie pola protetycznego stanowi warunek konieczny dla właściwego stworzenia protez stałych i ruchomych, jak i element kluczowy dla ich późniejszej adaptacji [10]. Wykonany wycisk ma najważniejsze znaczenia w procesie przekazywania informacji pomiędzy gabinetem stomatologicznym a pracownią techniczną, gdyż to on pozwala na zrealizowanie doskonałej pracy protetycznej [9].

Wyciski stomatologiczne podzielić można na anatomiczne i czynnościowe. Wykonanie wycisków anatomicznych polega na odtworzeniu ukształtowania podłoża twardego i przypadkowego odwzorowania stanu części miękkich. Wykonuje się je z wykorzystaniem standardowych łyżek i masy wyciskowej [1,2,6]. Powszechnie stosowanym materiałem do wycisków anatomicznych są masy alginatowe [11]. Wykonanie wycisków czynnościowych polega na odtworzeniu ukształtowania podłoża twardego. Obraz obrzeża uzyskuje się przez ruchy czynnościowe wykonywane przez pacjenta, dzięki czemu na wycisku zobrazowany zostaje kształt, zasięg i grubość obrzeża przyszłej protezy. Wyróżnić należy następujące wyciski czynnościowe:

- mukostatyczne - obejmują teren pokryty nieruchomą błoną śluzową,
- mukodynamiczne (rozprzestrzeniające, ekspansywne) - jako podłoże protetyczne wykorzystuje się okolice pokryte ruchomą błoną śluzową,
- ekstensywne - powstałe na bazie ekspansywnych (uciskowe, bezuciskowe, wybiórczo uciskowe, przy ustach otwartych, przy ustach zamkniętych) [1,2,6].

Wśród instrumentarium wykorzystywanego do leczenia protetycznego nie może zabraknąć łyżek wyciskowych (rys. 1), które służą do pobierania wycisków będących negatywowym odbiciem warunków charakteryzujących jamę ustną pacjenta [12]. Wybór łyżki wyciskowej odpowiedniej wielkości stanowi czynność poprzedzającą pobranie wycisku. Istnieją różne rodzaje łyżek wyciskowych. Wskazać można między innymi na łyżkę standardową, metalową, z tworzywa sztucznego oraz łyżkę indywidualną. Łyżki indywidualne zaopatruje się w słupki, które pozwalają na określenie pierwszej relacji żuchwy względem szczęki na silikonowym kęsku zwarciovym. Następnie należy w sposób czynnościowy uformować

pobrzeże wycisków, przy wykorzystaniu miękkiego wosku (np. Fleksaponalu). Podczas dostosowania łyżek indywidualnych, czynnościowego kreowania pobrzeża oraz tworzeniu wycisków czynnościowych należy zwrócić szczególną uwagę do eliminowania wszelkich elementów, które mogłyby zrzucić protezę z podłoża oraz zachowywania czynników utrzymujących protezę na podłożu [11].

Zbyt duże poszerzenie wycisku wstępnego może implikować odczucie przyssania się do podłoża protetycznego, powodując ponadto trudności podczas wykonywania indywidualnego nośnika. Taki stan rzeczy sprawia, że przestrzeń wymagana dla niezakłóconego przebiegu ruchów czynnościowych zostaje zawężona. Stąd też w trakcie wykonywania wycisku zaleca się, by pacjent wykonywał ruchy testowe takie, jak połykanie, przekładanie języka do prawego i lewego policzka, ułożenie ust w „dziubek”, ułożenie języka do przodu i do uchwytu łyżki [3,4,5]. Oprócz tych aktywnych ruchów wykonywanych przez pacjenta pomocne dla lekarza kształtującego masę wyciskową jest też pociąganie policzków pacjenta do przodu i góry. Sprawia to, że dentysta uzyskuje lepsze ukształtowanie bocznych odcinków przedsonka [1,6].



Rys. 1. Łyżki wyciskowe metalowe

#### 2.4. Relacja lekarz stomatolog – technik dentystyczny

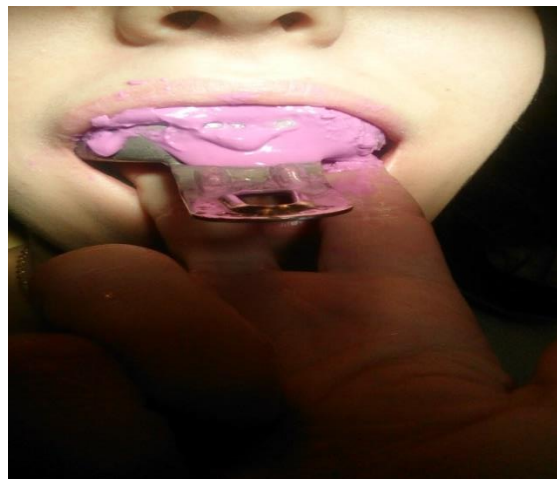
W świetle polskiego prawa technikowi dentystycznemu zabrania się kontaktu z pacjentem. Oznacza to, że jedynie lekarz stomatolog posiada prawo do pobierania wycisków, dokonywania przymiarek i wydawania uzupełnień protetycznych. Również tylko stomatolog może przyjmować protezy do naprawy. Wytyczne te implikowane są obawą prowadzący o zdrowie i życie pacjentów [13]. W związku ze wskazaną normą wykonany wycisk stanowi niezwykle istotny element informacyjny dla technika dentystycznego, który pozwala mu stworzyć dopasowaną do potrzeb pacjenta pracę protetyczną. Pozostałymi elementami, które dostarczają dodatkowych danych, są zdjęcia pacjenta, rejestracja artykulacyjna oraz ewentualne uwagi pochodzące od pacjenta i lekarza prowadzącego [9]. Można zatem skonstatować, iż zarówno lekarz stomatolog, jak i technik dentystyczny muszą precyzyjnie i ze szczególną troską wykonać przypisane im zadania.



**Rys. 2. Aplikacja masy wyciskowej o odpowiedniej konsystencji na łyżkę**



**Rys. 3. Pobieranie wycisku żuchwy**



**Rys. 4. Pobieranie wycisku szczęki**

Stomatolog odpowiedzialny jest za właściwy dobór łyżki wyciskowej, rozdrobnienie masy wyciskowej w dobranych proporcjach aplikację masy o odpowiedniej konsystencji na łyżkę (rys.2), pobieranie wycisku żuchwy (rys.3), następnie zaś wycisku szczęki (rys.4), a w fazie finalnej pobranie wycisku w pracowni stomatologicznej. Gotowy wycisk (rys.5) przekazywany jest do technika dentystycznego, który w sposób staranny wykonuje model gipsowy. Gipsowe modele zazwierkowane i przygotowywane są do wykonawstwa uzupełnienia protetycznego. Po wykonaniu odpowiedniego dla pacjenta uzupełnienia protetycznego, gotowa praca przekazywana jest stomatologowi. W ostatniej fazie współpracy pomiędzy stomatologiem a technikiem dentystycznym, stomatolog dokonuje aplikacji

uzupełnienia w jamie ustnej pacjenta. Jak można skonstatować, w procesie tym dobrze pobrany wycisk staje się płaszczyzną informacyjną, która ma szczególnie ważne znaczenie dla całej procedury leczenia protetycznego.



**Rys. 5** Pobrany wycisk w pracowni stomatologicznej. Gotowy do przekazania technikowi dentystycznemu

## PODSUMOWANIE

Kluczem do efektywnej współpracy lekarza z technikiem dentystycznym jest ciągle współdziałanie. Rozpoczynające się od precyzyjnego odbicie pola protetycznego pacjenta dzięki właściwemu doborowi masy wyciskowej, jak i zastosowaniu odpowiedniej technologii pobierania wycisku. Sprawia to, że istnieje możliwość uzyskania odbicia rzeczywistego charakteru pola protetycznego, co daje pożądane rezultaty w końcowym uzupełnieniu protetycznym.

## LITERATURA

- [1] Spiechowicz E.: Protetyka stomatologiczna, Wyd. PZWL, Warszawa, 2008
- [2] Raszewski Z., Zabojszcz W.: Masy wyciskowe i gipsy. wyd.1, Wyd. Elamed , Katowice, 2010
- [3] Majewski S., Pryliński M.: Materiały i technologie współczesnej protetyki stomatologicznej, Wyd. Czelej, Lublin, 2013
- [4] Creig R.G.: Materiały stomatologiczne, Wyd. Elsevier Urban&Partner, Wrocław, 2008
- [5] Prylińska-Czyżewska A., Pryliński M.: Identium nowa jakość wycisków pod protezy stałe, Twój przegląd stomatologiczny, nr 3, 2010
- [6] Majewski S. W.: Współczesna protetyka stomatologiczna. Podstawy teoretyczne i praktyka kliniczna, Wyd. Elsevier Urban & Partner, 2014
- [7] Spiechowicz E., Dylematy współczesnej rehabilitacji protetycznej, Protetyka Stomatologiczna, vol. LVI, no. 3, 2006, s. 175-185
- [8] Ciaputa T., Ciaputa A.: Podstawy wykonawstwa prac protetycznych. Wyd. Elamed, Katowice, 2009
- [9] Mikołajczyk M.: Wycisk, jako ważny etap procedury klinicznej – raport użytkownika, Cosmetic Dentistry, nr 3-4, 2011, s. 20-21
- [10] Nowakowska D., Łuczun-Liput K.: Januszewska-Opalska A., Kliniczna ocena preparatu Pré-emp podczas przygotowania podłoża protetycznego do wycisku, Protetyka Stomatologiczna, vol.LIX, nr. 5, 2009, s. 334-338
- [11] Kozłowski W., Golecka M., Kułakowska B.: Leczenie protetyczne pacjentów z całkowitymi brakami uzębienia – wskazówki praktyczne, Protetyka Stomatologiczna, vol. LIX, nr. 2, 2009, s. 95-103

- [12] Gutysz-Wojnicka A.: Dobieranie urządzeń oraz instrumentów do zabiegów stomatologicznych 322[01].Z2.01, Wyd. Instytut Technologii Eksploatacji – Państwowy Instytut Badawczy, Radom, 2007
- [13] Baranowski W. J.: Kształcenie w zawodzie technika dentystycznego w świetle polskiego prawa, Dental and Medical Problems, vol.43, nr 3, 2006, s. 466-471

## **COOPERATION WITH DENTIST TECHNICIAN. HOW TO TAKE THE DENTAL IMPRESSION PROPERLY**

**Abstract:** Cooperation of dentist with dental technician is one of the prominent conditions for effective prosthetic treatment. There are certain tasks that must be precisely executed, by mutual consultation and understanding of the needs of the patient. This is particularly important in the framework of the law, which forbids dental technician contact with a person treated. It makes that dental impression is crucial in the process of transferring information between dental office and laboratory support.

**Sebastian WALCZAK, Marek ANDRYSZCZYK**, Zakład Inżynierii Biomedycznej, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy im. J. i J. Śniadeckich, Bydgoszcz

## KONCEPCJA PROJEKTU PLATFORMY TRENINGOWEJ DLA OSÓB JEŹDZĄCYCH NA WÓZKU INWALIDZKIM

**Streszczenie:** Propozycja platformy treningowej jest próbą wyjścia naprzeciw oczekiwaniom osób niepełnosprawnych. Niestety dostęp do sprzętu treningowego dla osób niesprawnych fizycznie jest w znacznej mierze wciąż ograniczony. Konstrukcja i prostota wykonania ma zapewnić bezpieczny trening każdej osobie jeżdżącej na wózku inwalidzkim, trenującej jazdę na nim w domu.

**Słowa kluczowe:** osoby niepełnosprawne, wózek inwalidzki, trening

### 1. WSTĘP

Dbanie o dobrą kondycję fizyczną jest bardzo ważne dla zdrowia człowieka i jego sfery psychoemocjonalnej. W wielu badaniach udowodniono jest, że przywrócenie osób niepełnosprawnych do aktywności fizycznej pozytywnie wpływa na ich jakość życia oraz postrzeganie kompetencji społecznych [1, 2]. Uczestnictwo w sporcie osób jeżdżących na wózkach zwiększa umiejętności codziennego funkcjonowania. Wykorzystywanie mięśni, zwłaszcza do napędzania wózka inwalidzkiego, pozwala w odpowiedni sposób zbilansować codzienną ilość spożywaną kalorii, usprawnić pracę narządów wewnętrznych i układów: krążenia, oddechowego oraz pokarmowego [1, 2, 3]. Ponadto zauważono, że sport u osób niepełnosprawnych zwiększa ich osobiste interakcje społeczne, umiejętności samoopieki i akceptacji niepełnosprawności [4].

Brak aktywności fizycznej tychże osób zwiększa wtórnie ryzyko chorób sercowo-naczyniowych, otyłości, depresji oraz subiektywnego odczuwania bólu [5].

Dla osób na wózkach inwalidzkich prowadzących mało aktywny tryb życia oraz sportowców ważne jest utrzymywanie stałej sprawności mięśni napędowych wózka. Urządzenia do ćwiczeń mięśni kończyn górnych są głównie projektowane dla osób pełnosprawnych, co powoduje trudności i ograniczenia w użytkowaniu sprzętu przez osoby niepełnosprawne dla ściśle określonych grup mięśniowych [5, 6].

Szczególnym wyzwaniem dla sportowców (koszykarzy i rugbistów) na wózkach jest utrzymanie wytrzymałości, siły oraz szybkości generowanej przez mięśnie napędzające koła wózka inwalidzkiego w okresach zimowych oraz po zakończonym sezonie sportowym. Ograniczenie to występuje z powodu występującego śniegu i oblodzenia lub braku dostosowanej infrastruktury miejskiej do treningu szybkościowego na wózkach.

Dotychczas stosowanym i popularnym urządzeniem do ćwiczeń mięśni obręczy barkowej dla osób niesprawnych jest ergometr kończyn górnych. Umożliwia on ćwiczenia ramion osoby w pozycji siedzącej (np. na wózku inwalidzkim). Zasada działania oparta jest na podobieństwie do układu napędowego roweru umieszczonego na wysokości klatki piersiowej (rys. 1.). Obroty wykonywane są za pomocą ruchów rąk. Niestety ćwiczenia te, nie odzwierciedlają ruchu wykonywanego podczas jazdy na wózku inwalidzkim, co nie jest

wystarczającym i odpowiednim treningiem zwłaszcza dla sportowców na wózkach inwalidzkich.



Rys. 1. Przykład obecnych w sprzedaży ręcznych rotorów do ćwiczeń mięśni kończyn górnych [<http://www.zdrowapolka.pl/rotor-oxycycle-3>]

## 2. PLATFORMA TRENINGOWA

### 2.1. Cel

Podstawą do zaprojektowania urządzenia umożliwiającego trening mięśni kończyn górnych stała się potrzeba osób niepełnosprawnych z drużyny rugby na wózkach Jokers Bydgoszcz. Nadrzędny cel stawiany przed urządzeniem to utrzymanie na wysokim poziomie sprawności kończyn górnych w okresie po zakończonym sezonie ligowym.

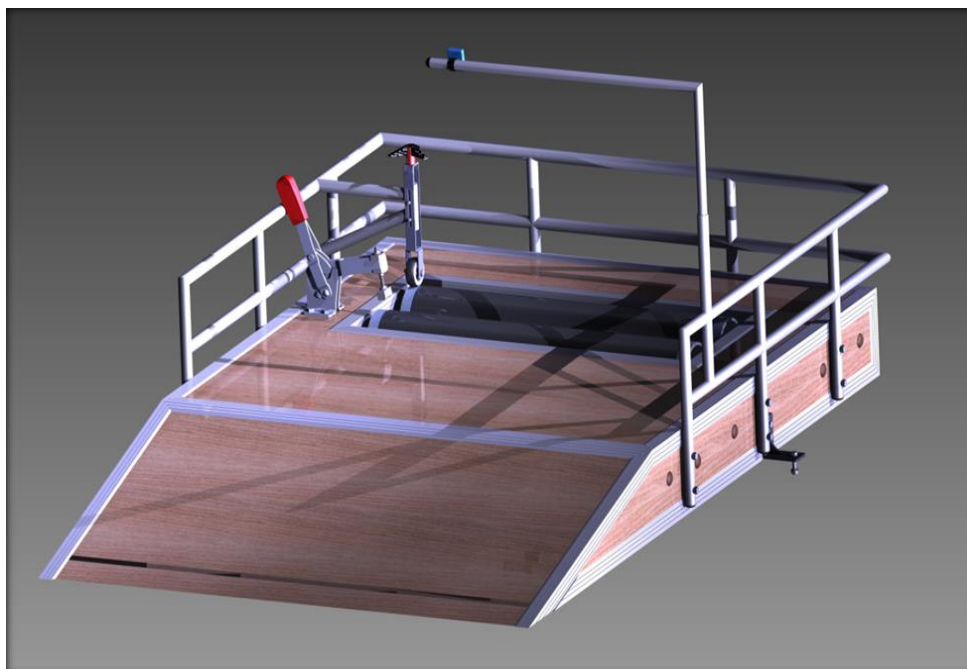
Co więcej urządzenie miało spełniać takie kryteria konstrukcyjne jak: mobilność, możliwość treningu w domu lub na siłowni, pomiar parametrów wydolnościowych (tętno, moc średnia i maksymalna) oraz niski koszt budowy i eksploatacji.

### 2.2. Projekt

Projekt powstawał w środowisku oprogramowania Inventor Professional 2014 na licencji akademickiej Uniwersytetu Technologiczno-Przyrodniczego J. i J. Śniadeckich w Bydgoszczy. Podczas prac projektowania platformy wykorzystano pomiary wózka inwalidzkiego będącego na stanie Zakładu Inżynierii Biomedycznej. Podczas przebiegu prac konstrukcyjnych dokonywano konsultacji z osobami niepełnosprawnymi dla lepszego zrozumienia problemu oraz możliwości sprostania potrzebom.

Przygotowany projekt zaprezentowano na rysunku 2, jako wizualizacja 3D.





Rys. 2. Projekt platformy treningowej wykonany techniką 3D

Budowa urządzenia i elementy konstrukcyjne przedstawiono na rysunku 3.

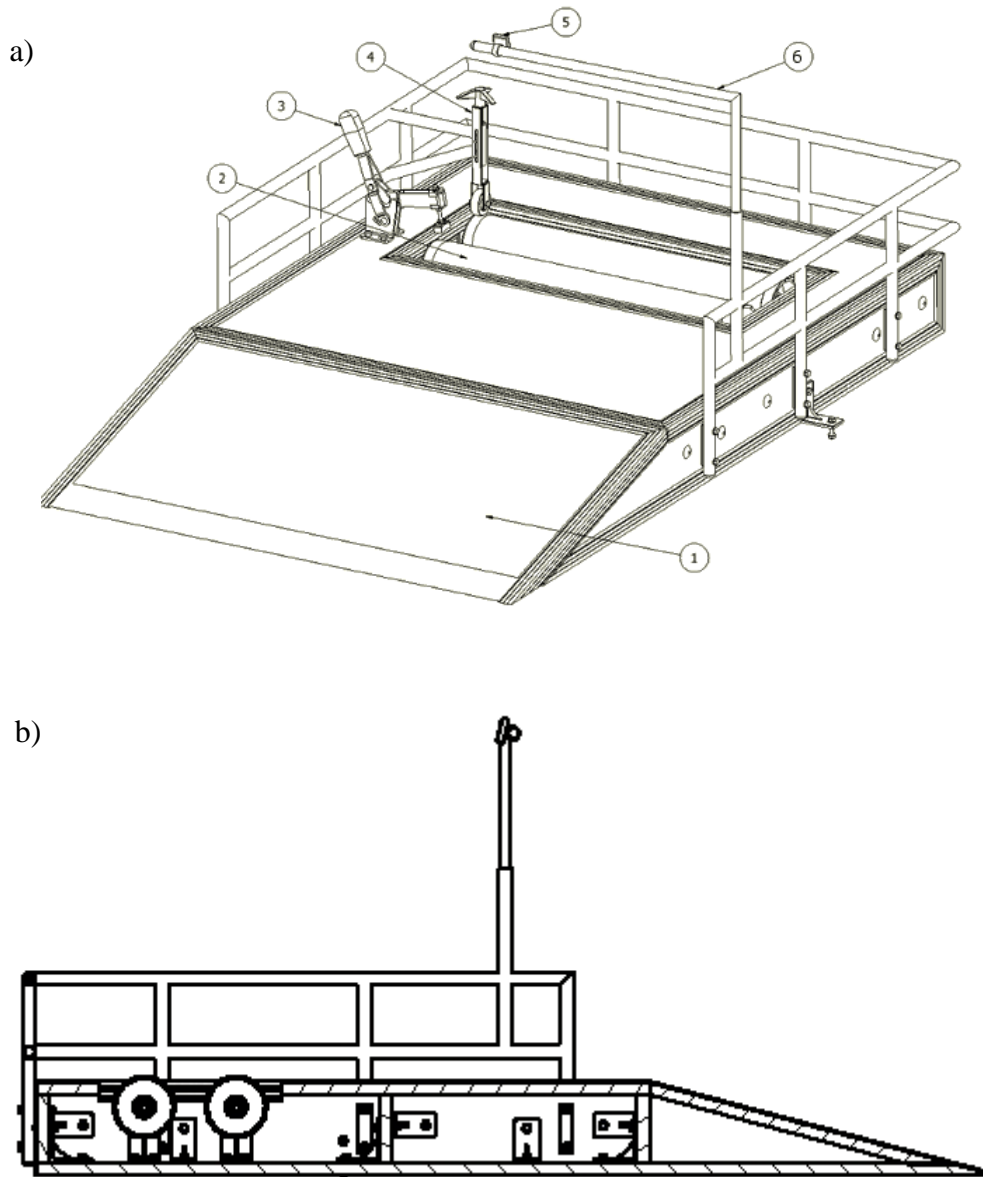
Urządzenie składa się z obudowy w kształcie prostopadłościanu, przy jednej ze ścian znajduje się podjazd (1) dla wózka inwalidzkiego o kącie nachylenia 15 stopni. Poziom nachylenia jest zgodny z wytycznymi Rozporządzenia Ministra Infrastruktury dla osób poruszających się na wózkach inwalidzkich.

Platforma otoczona jest barierkami, które uniemożliwiają niekontrolowane zsuniecie się pojazdu. Do barierki przymocowany jest wysięgnik (6) na końcu, którego znajduje się wyświetlacz (5) do przedstawienia danych podczas treningu.

Projekt zakłada używanie czujnika pulsometrycznego zakładanego na klatkę piersiową osoby ćwiczącej umożliwiającego zbieranie informacji dotyczących tętna. Dane przedstawiane na wyświetlaczu to między innymi: średnia i maksymalna prędkość jazdy, średnie i maksymalne tętno, średnia i maksymalna generowana moc, ilość spalonych kalorii itp.

W projekcie zostały dobrane materiały w taki sposób, aby była ona lekka oraz zapewniała bezpieczeństwo osób do 100kg masy ciała wraz z wózkiem.

Platforma opiera się na działaniu dwóch rolek transportowych (2), które znajdują się w podeście platformy. Rolki są uniesione nieco wyżej niż sama płaszczyzna. Z prawej strony umieszczona została dźwignia hamulca (3) blokująca ruch rolek transportowych. Pokrętko dociskowe zwiększa obciążenie obracających się rolek podczas ćwiczeń (4).



Rys. 3. Schemat budowy platformy treningowej: a) budowa, b) przekrój wzdłużny

### 2.3. Przykład działania

Przed użytkowaniem platformy rolki transportowe muszą być zablokowane hamulcem, a ramię z wyświetlaczem ustawione wzdłuż barierki. Następnie osoba niepełnosprawna, chcąc rozpocząć trening, musi ustawić się tyłem przed podjazdem. Przesuwając rękoma po obręczach kół wjeżdża na nią tyłem (rys 4).



**Rys. 4. Ustawienie wózka przed wjazdem na platformę.**

Po wjechaniu tylne koła wózka inwalidzkiego powinny znajdować się pomiędzy dwoma rolkami (Rys.5). Przed rozpoczęciem treningu użytkownik musi założyć czujnik z pulsometrem na klatkę piersiową, przyciągnąć ramię z wyświetlaczem do ustawienia ułatwiającego obserwowanie parametrów oraz zwolnić hamulec rolek transportowych.

Docisk kół wózka do rolek spowoduje powstanie siły tarcia, która pozwoli na przeniesienie napędu na nie. Trening rozpoczyna się, gdy osoba ćwicząca przesuwa rękoma po obręczach kół, wprawiając je w ruch.



**Rys. 5. Widok platformy z wózkiem.**

Siła tarcia powoduje przeniesienie momentu obrotowego na rolki, które zaczynają się obracać. Zamontowany we wnętrzu platformy bezprzewodowy czujnik przesyła dane do licznika, który wyświetla aktualną prędkość jazdy.

Ćwiczący może dostosować poziom treningu do swoich możliwości za pomocą pokrętła dociskowego.

Po skończonych ćwiczeniach należy zablokować rolki hamulcem a następnie umieścić ramię z wyświetlaczem w pozycji wyjściowej. W tym momencie osoba niesprawnie fizycznie może bezpiecznie opuścić stanowisko.

## 2.5. Podsumowanie i wnioski

Zaletą proponowanego rozwiązania jest prostota użytkowania, a zastosowane mechanizmy minimalizują ryzyko urazów.

Zwiększenie dostępności tego rodzaju sprzętu dla osób niepełnosprawnych pozwoli na możliwość treningu jazdy na wózku również w domu, niezależnie od warunków atmosferycznych i infrastruktury miejskiej. Cechy te są niezwykle ważne dla sportowców na wózkach dla utrzymania stałej sprawności fizycznej.

Ponadto proponowane urządzenie umożliwi zbilansowanie zapotrzebowania energetycznego osób jeżdżących na wózkach oraz podniesienie sprawności funkcjonowania narządów wewnętrznych (zwłaszcza układu krążenia, układu oddechowego i układu pokarmowego).

## LITERATURA

- [1] Hutzler Y., Chacham-Guber, Reiter S., Psychosocial effects of reverse-integrated basketball activity compared to separate and no physical activity in young people with physical disability, *Research in Developmental Disabilities*, Vol. 34, Issue 1, January 2013, p. 579–587
- [2] Machida M., Irwin B., Feltz D., Resilience in Competitive Athletes With Spinal Cord Injury: The Role of Sport Participation, *Qualitative Health Research*, Vol. 23, August 2013, p.1054-1065
- [3] Giacobbi P.R. Jr, Stancil M., Hardin B., Bryant L. Physical activity and quality of life experienced by highly active individuals with physical disabilities. *Adapted Physical Activity Quarterly*, Vol. 25, Issue 3, 2008, p.189-207
- [4] Sporer M.L., Fitzgerald S.G., Dicianno B.E., Collins D., Teodorski E., Pasquina P.F., Cooper R.A., Psychosocial impact of participation in the National Veterans Wheelchair Games and Winter Sports Clinic, *Disability and Rehabilitation*, Vol. 31, Issue 5, 2008, p. 410-418
- [5] Barfield JP1, Malone LA. Perceived exercise benefits and barriers among power wheelchair soccer players, *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Vol. 50, Issue 2, 2013, p. 231-238
- [6] Van Langeveld S.A., Post M.W., Van Asbeck F.W., Ter Horst P., Leenders J., Postma K., Rijken H., Lindeman E. Contents of physical therapy, occupational therapy, and sports therapy sessions for patients with a spinal cord injury in three Dutch rehabilitation centres, *Disability and Rehabilitation*, Vol. 33, Issue 5, 2011, p. 412-422

## **TRAINING PLATFORM FOR THE PEOPLE RIDING IN A WHEELCHAIR – PROJECT PROPOSAL**

**Abstract:** Proposed training platform is an attempt to meet the expectations of people with disabilities. Unfortunately, access to them is largely still limited. Platform simplicity of its design and execution to ensure a safe workout every person driving around in a wheelchair, which would have a device at home.

Katarzyna WITA, Krzysztof CZAKON, Maciej HAJDUGA, ATH, Bielsko-Biała

## KLASA PRZYGOTOWANIA POWIERZCHNI PRĘTÓW Ti6Al4V NA JAKOŚĆ POŁĄCZENIA Z ZrO<sub>2</sub> W OCENIE BADAŃ MIKROSKOPOWYCH

**Streszczenie:** Celem pracy była ocena wpływu kondycjonowania piaskiem Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> o gradacji: 50µm, 110µm, 250µm, powierzchni prętów Ti6Al4V na klasę połączenia z ZrO<sub>2</sub> cementem dentystycznym RelyX 3M ESPE. Wnioski zostały sformułowane na podstawie wyników badań topografii powierzchni 3D oraz oceny struktur metalograficznych.

**Słowa kluczowe:** kondycjonowanie powierzchni, cement dentystyczny - klej, stop tytanu Ti6Al4V, dwutlenek cyrkonu, badania strukturalne

### 1. WSTĘP

W środowisku jamy ustnej uzupełnienia protetyczne są poddawane ustawicznym obciążeniom dynamicznym, które są przyczyną uszkodzeń konstrukcji [1]. Obecna literatura wnosi, że przyczyną większości defektów konstrukcji jest niewłaściwe postępowanie kliniczne lub laboratoryjne. [2] Znaczący jest także dobór materiałów oraz opracowanie ich powierzchni.

Literatura także informuje, że elementy protez stałych wykonane z ZrO<sub>2</sub>, nie wymagają kondycjonowania powierzchni, będącej w kontakcie z materiałem łączącym [3,4]. Dlatego też istotne było wyjaśnienie czy klasa – jakość powierzchni stopu tytanu Ti6Al4V stosowanego na implanty dentystyczne, ma wpływ na trwałość wiązania z ZrO<sub>2</sub> za pomocą cementu dentystycznego.

Łączenie różnych materiałów techniką klejenia jest alternatywą dla połączeń mechanicznych [5]. Klejenie dwóch różnych materiałów stałych, zależy od trwałości wiązania cementu dentystycznego z powierzchnią zarówno metalu jak i cyrkonu. Siła wiązania powinna być optymalna, aby skutecznie opierać się siłom żucia oddziaływującym na połączenie Ti6Al4V- ZrO<sub>2</sub>. W protetyce, w której występuje technika klejenia, istotnym warunkiem powodzenia jest jakość materiałów stosowanych, a także osadzanie ich za pomocą jak najmniejszej ilości cementu dentystycznego [5,6].

Ważność tego problemu skłoniła autorów do podjęcia badań porównawczych siły wiązania, w połączeniu stopu tytanu Ti6Al4V z ZrO<sub>2</sub> w poprzednich latach [5]. Aktualnie podjęto badania dotyczące oceny klejonego połączenia w zależności od rozwinięcia powierzchni metalu.

## 1.1. Cel pracy

Celem pracy jest ocena wpływu kondycjonowania piaskiem  $\text{Al}_2\text{O}_3$  o gradacji:  $50\mu\text{m}$ ,  $110\mu\text{m}$ ,  $250\mu\text{m}$ , powierzchni prętów Ti6Al4V na klasę połączenia  $\text{ZrO}_2$  z cementem dentystycznym RelyX 3M ESPE w ocenie badań mikroskopowych.

## 1.2. Zakres pracy

Zakres pracy obejmuje wykonanie próbek z  $\text{ZrO}_2$  o geometrii walca ( $h=20\text{mm}$ ,  $\varnothing 20\text{mm}$ ), z otworem cylindrycznym ( $h=5\text{mm}$ ,  $\varnothing 4,2\text{mm}$ ). Piaskowanie warstwy wierzchniej prętów Ti6Al4V ( $l=60\text{mm}$ ,  $\varnothing 4\text{mm}$ ), przeprowadzono na długości  $20\text{mm}$ , korundem o gradacji:  $50\mu\text{m}$ ,  $110\mu\text{m}$ ,  $250\mu\text{m}$ . Następnie wykonano badania chropowatości powierzchni prętów przy użyciu urządzenia Mahr Pethro Consort. Otwory o tolerancji  $0,2\text{mm}$  w stosunku do średnicy prętów, wypełniono cementem dentystycznym RelyX 3M ESPE. Tytułem zachowania osiowości połączenia klejonego, przygotowano specjalny przyrząd centrujący położenie trzpienia Ti6Al4V. Dokonano także oceny połączenia w badaniach mikroskopowych przekroju.

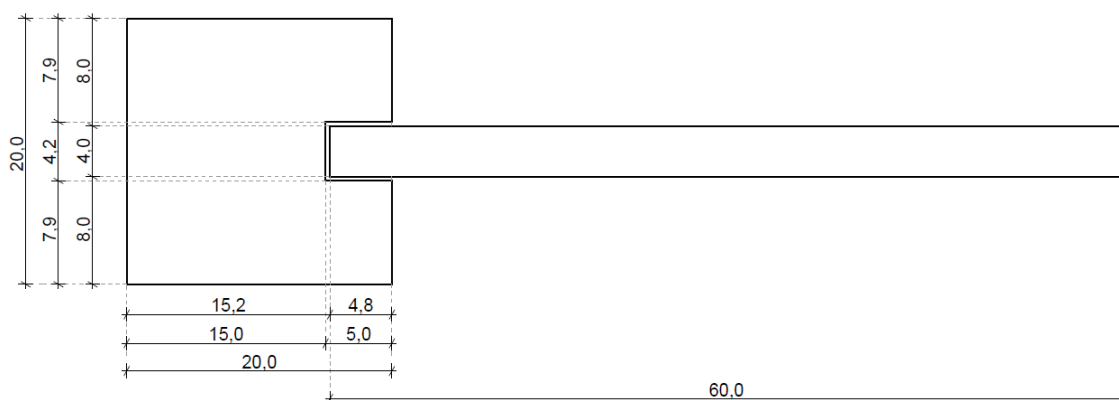
## 2. BADANIA WŁASNE

### 2.1. Materiały przeznaczone do badań – przygotowanie próbek

Do badań przygotowano próbki z  $\text{ZrO}_2$  o geometrii walca w których, wykonano otwory metodą obróbki wiórowej. Następnie kondycjonowano powierzchnie prętów metodą piaskowania tlenkiem glinu o gradacji  $50\mu\text{m}$ ,  $110\mu\text{m}$ ,  $250\mu\text{m}$  (rys.1).

Połączenia cylindrycznych próbek z  $\text{ZrO}_2$  z prętem tytanowym, dokonano przy zastosowaniu kleju - cementu dentystycznego RelyX 3M ESPE. Czas utwardzenia kleju lampą światło utwardzalną wynosił 5 minut.

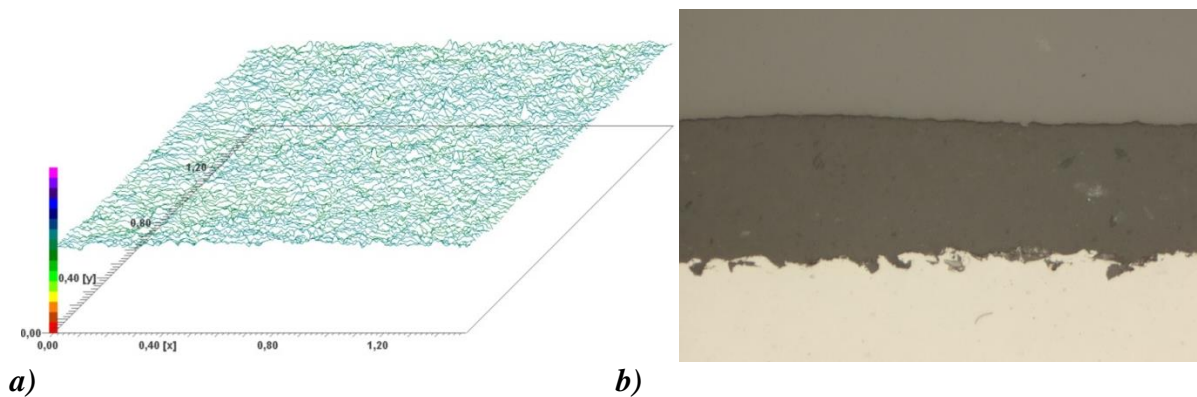
Aby zachować osiowość połączenia w układzie równomiernego usytuowania drutu tytanowego w otworze cylindrycznym próbki cyrkonowej wypełnionej klejem, zastosowano przyrząd gwarantujący centralne umieszczenie pręta w otworze.



Rys. 1. Rysunek techniczny przekroju próbki przeznaczonej do badań

## 2.2. Pomiary chropowatości powierzchni

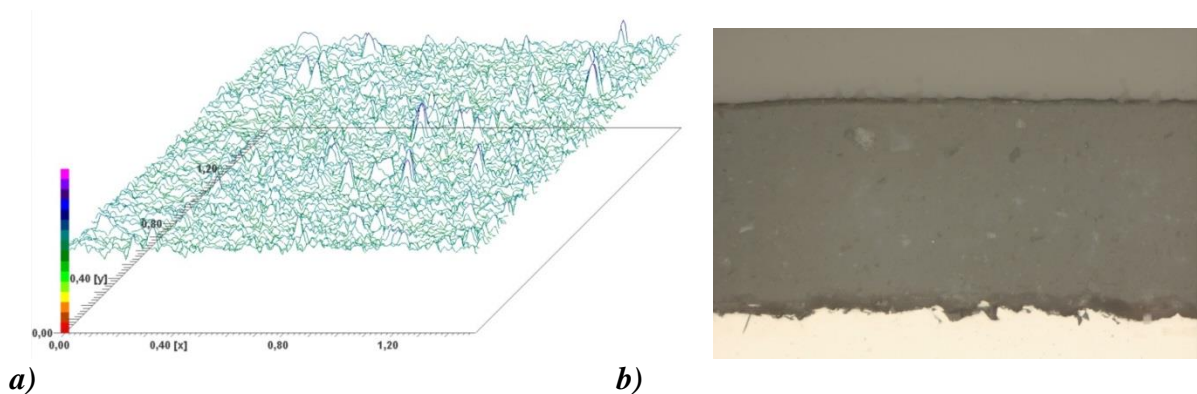
Badania chropowatości powierzchni przeprowadzono na urządzeniu Mahr Pethro Consert. Wyniki badań w postaci map topografii powierzchni 3D zamieszczono na rys. 3a, rys. 4a, rys. 5a.



Rys. 2. a) Topografia powierzchni pręta A kondycjonowanej tlenkiem glinu o średnicy ziarna 50µm, b) Strukturalna analiza mikroskopowa, powiększenie 500x, gradacja 50µm

Tabela 1. Wyniki pomiaru chropowatości powierzchni – próbka A kondycjonowana tlenkiem glinu o średnicy ziarna 50µm. Parametr Rq – średnie kwadratowe odchylenie profilu chropowatości.

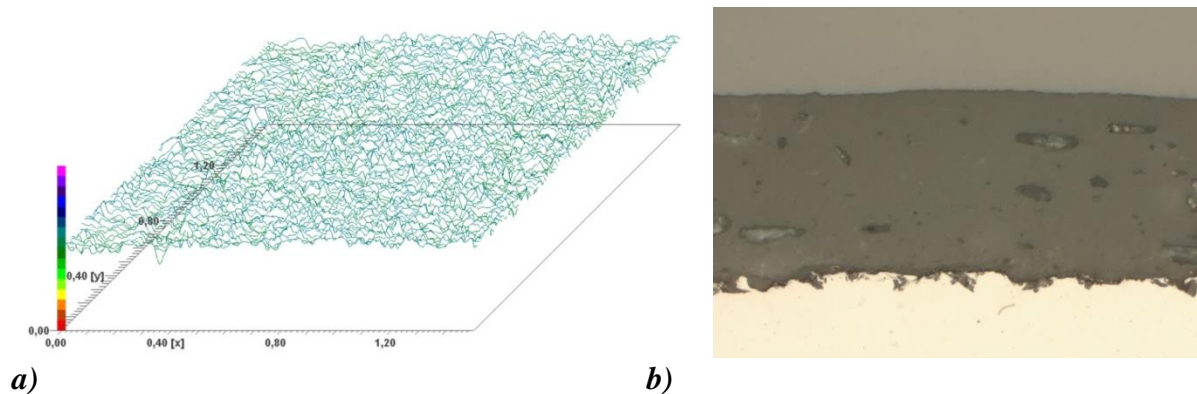
Ra	1,11 µm
<b>Rq</b>	<b>1,40 µm</b>
Rp	4,17 µm
Rt	8,80 µm
Rv	3,22 µm
Rk	3,65 µm
Rpk	1,69 µm
Rvk	1,31 µm
MR1	8,85 %
MR2	90,00 %



Rys.3. a) Topografia powierzchni pręta B kondycjonowanej tlenkiem glinu o średnicy ziarna 110µm, b) Strukturalna analiza mikroskopowa, powiększenie 500x, gradacja 110µm

**Tabela 2. Wyniki pomiaru chropowatości powierzchni – próbka B kondycjonowana tlenkiem glinu o średnicy ziarna 110 $\mu$ m. Parametr Rq – średnie kwadratowe odchylenie profilu chropowatości.**

Ra	1,56 $\mu$ m
<b>Rq</b>	<b>2,01 <math>\mu</math>m</b>
Rp	5,68 $\mu$ m
Rt	13,65 $\mu$ m
Rv	4,99 $\mu$ m
Rk	4,81 $\mu$ m
Rpk	2,53 $\mu$ m
Rvk	1,90 $\mu$ m
MR1	11,06 %
MR2	88,78 %



**Rys. 4. a) Topografia powierzchni pręta C kondycjonowanej tlenkiem glinu o średnicy ziarna 250 $\mu$ m, b) Strukturalna analiza mikroskopowa, powiększenie 500x, gradacja 250 $\mu$ m**

**Tabela 3. Wyniki pomiaru chropowatości powierzchni – próbka C kondycjonowana tlenkiem glinu o średnicy ziarna 250 $\mu$ m. Parametr Rq – średnie kwadratowe odchylenie profilu chropowatości.**

Ra	1,64 $\mu$ m
<b>Rq</b>	<b>2,13 <math>\mu</math>m</b>
Rp	5,45 $\mu$ m
Rt	13,71 $\mu$ m
Rv	6,24 $\mu$ m
Rk	5,00 $\mu$ m
Rpk	2,20 $\mu$ m
Rvk	2,61 $\mu$ m
MR1	10,53 %
MR2	87,29 %



### 3. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Na podstawie otrzymanych wyników badań to jest pomiarów chropowatości powierzchni oraz badań mikroskopowych w ocenie struktury i jakości – ciągłości połączenia stopu tytanu (Ti-6Al-4V) z cyrkonową podbudową wypełnień protetycznych można wnosić co następuje:

- 1) Rozwinięcie powierzchni materiału metalicznego Ti6Al4V przy pomocy korundu 110 $\mu$ m daje najbardziej prawidłowy – spełniający oczekiwania układ ciągłości połączenia co widać na rys.4b.
- 2) Kondycjonowanie powierzchni piaskiem Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> o gradacji 50 $\mu$ m i 250 $\mu$ m nie spełnia oczekiwań odnośnie jakości połączenia. Obrazuje to rys.3b i rys.5b.
- 3) Przeznaczone do badań trzy klasy cząstek Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50 $\mu$ m, 110 $\mu$ m, 250 $\mu$ m), więc im wyższa klasa jeżeli chodzi o gradację tym rozwinięcie powierzchni jest większe.
- 4) Zastosowanie przyrządu centrującego podczas umieszczania pręta w otworze dało doskonały rezultat równomiernego rozmieszczenia cementu dentystycznego – kleju (odmiennie wygląda to w przypadku aplikacji w przestrzeni jamy ustnej).

### LITERATURA

- [1] Ahmad I.: Stomatologia estetyczna. Wyd. Elsevier Urban & Partner, Wrocław, 2007
- [2] Zdziech T.: Wpływ przygotowania powierzchni stopu chromowo-niklowego i chromowo kobaltowego na charakter połączenia strukturalnego z ceramiką. Rozprawa Doktorska, Poznań, 2014
- [3] Prylińska-Czyżewska A.: Wpływ sposobów przygotowania podbudowy cyrkonowej na siłę wiązania ze szkliwem i zębina przy zastosowaniu różnych cementów. Rozprawa Doktorska, Poznań, 2012
- [4] Szczyrek P., Zadroga K., Mierzwińska-Nastalska E.: Cementowanie uzupełnień pełnoceramicznych- przegląd piśmiennictwa. Część II. Protetyka Stomatologiczna, vol. LIX, nr 1, 2009, 16-25
- [5] Wita K., Czakon K., Hajduga M.: Klejenie jako jeden ze sposobów połączenia tytanu z ZrO<sub>2</sub> w uzupełnieniach protetycznych. Aktualne Problemy Biomechaniki, z. 8, 2014, s. 157-162
- [6] Pryliński M. i wsp.: Ocena siły wiązania porcelany do szkliwa i zębiny przy zastosowaniu różnych cementów adhezyjnych, Dental and Medical Problems, vol. 43, nr 3, 2006, s. 399-404
- [7] Wita K.: Ocena charakteru połączenia tytanu z ZrO<sub>2</sub>. XVI Międzynarodowa Konferencja Naukowa „Inżynieria stomatologiczna – biomateriały”, materiały konferencyjne, Ustroń, 2015
- [8] Piosik A., Gajdus P., Hędzulek W.: Zastosowanie łączników cyrkonowych w leczeniu implantologicznym. Część I – przegląd piśmiennictwa. Protetyka Stomatologiczna Prosthodontics, Tom LXIII, nr 6, Kraków, 2013, 460-462;
- [9] Yang B., Ludwig K., Adelung R., Kern M.: Micro-tensile bond strength of three luting resins human region dentin. Dental Materials, vol. 22, 2006, 45-48
- [10] De Munck J., Vargas M., Van Landuyt K., i wsp.: Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. Dental Materials, vol. 20, 2004, 963-965
- [11] Brusilowicz N., Więckiewicz W.: Cyrkon i jego możliwości stosowania w protetyce stomatologicznej. Inżynieria stomatologiczna - biomateriały, Tom 10 nr 1, Ustroń 2013, s. 2-4

---

## **CLASS OF SURFACE TREATMENT ON THE QUALITY OF THE CONNECTION RODS Ti6Al4V IN THE EVALUATION OF MICROSCOPIC EXAMINATION**

**Abstract:** The aim of the research was the impact assessment conditioning sand  $\text{Al}_2\text{O}_3$  grit: 50 $\mu\text{m}$ , 110 $\mu\text{m}$ , 250 $\mu\text{m}$ , area bars Ti6Al4V on the class connection with  $\text{ZrO}_2$  dental cement RelyX 3M ESPE. Proposals were formulated based on research results of 3D surface topography and evaluating the structures metallographic.

**Karolina ZABORSKA**, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze  
**Katarzyna JOCHYM CZYK-WOŹNIAK**, **Piotr WODARSKI**, **Andrzej BIENIEK**,  
Katedra Biomechatroniki, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze

## **PORÓWNANIE SYSTEMÓW PRZESTRZENNEJ ANALIZY RUCHU NA PRZYKŁADZIE SYSTEMÓW OPTYCZNYCH I AKCELEROMETRYCZNYCH**

**Streszczenie:** Artykuł prezentuje wyniki porównania dwóch systemów służących do analizy ruchu człowieka- optycznego DTrack2 oraz akcelerometrycznego Xsens. Badania przeprowadzono w Wirtualnej Jaskini (zwanej systemem Cave) znajdującej się w Centrum Nowych Technologii w Gliwicach. Porównania dokonano na podstawie wielkości czasowo - przestrzennych wyznaczonych podczas badań doświadczalnych i obliczonych w programie Matlab. Porównanie danych przedstawiono na podstawie obliczonego błędu średniokwadratowego oraz współczynnika korelacji Pearsona.

**Słowa kluczowe:** systemy do analizy ruchu, motion capture, Xsens.

### **1. WSTĘP**

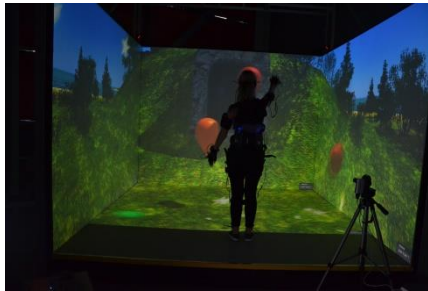
W przeciągu ostatnich lat znacznemu rozwojowi uległy techniki śledzące ruch człowieka (z ang. Motion Capture), których zadaniem jest sekwencyjne odtworzenie układu ciała [1]. Techniki te są powszechnie wykorzystywane w dziedzinach badań biomechanicznych, w medycynie oraz branży rozrywkowej- w procesie powstawania filmów lub gier video [2]. Obecnie można wyróżnić wiele systemów które są wykorzystywane do tych celów, jak np. systemy optyczne, akcelerometryczne, mechaniczne, magnetyczne [4]. Różnią się one od siebie budową techniczną oraz parametrami- rozdzielczością, dokładnością oraz szybkością transmisji danych. Każdy z tych systemów wykazuje różnice w wartościach w określonych warunkach lub podczas rejestracji różnego rodzaju aktywności, dlatego też badania polegające na porównywaniu poszczególnych technik Motion Capture są istotne, ponieważ pozwalają na wyznaczenie ich wad oraz zalet. Jest to bezpośrednio powiązane z możliwością określenia w jakich warunkach dany system pracuje lepiej lub podczas jakiego rodzaju badań, np. podczas rejestracji czynności dynamicznych takich jak taniec, podczas kręcenia filmu, gdzie potrzebna jest wysoka rozdzielczość obrazu lub w medycynie/biomechanice, gdy ważne jest dokładne odwzorowanie ruchu badanego w celu określenia jego dysfunkcji lub postępu rehabilitacji [5].

### **2. CEL I METODYKA BADAŃ**

Celem pracy jest analiza porównawcza dwóch systemów pomiarowych, na podstawie przeprowadzonych badań doświadczalnych- optycznego DTrack2 oraz akcelerometrycznego

Xsens. Porównanie danych przedstawiono na podstawie obliczonego błędu średniokwadratowego oraz współczynnika korelacji Pearsona.

Badania odbyły się z wykorzystaniem systemu Cave, zwanego Wirtualną Jaskinią 3D, której działanie opiera się na wielościanowej projekcji obrazu, po założeniu okularów 3D badany zostaje przeniesiony do wirtualnej rzeczywistości, gdzie może bezpośrednio oddziaływać na aplikację, która jest prezentowana w formie scenerii 3D. Czynności wykonywane podczas badań, to podnoszenie kubka odpowiednio prawą i lewą ręką oraz zbijanie balonów polegające na naprzemiennych wymachach prawą i lewą ręką. Każda z aktywności została powtórzona trzykrotnie.



Rys. 1. Jaskinia Cave w której odbyły się badania

Badania przeprowadzono z udziałem czterech kobiet (B1-B4) w średniej wieku- 22, waga- 52,75 kg, wzrost- 165,5 cm, u których nie stwierdzono żadnych defektów kończyn górnych i dolnych, a także przebytych wcześniej urazów kończyny górnej, które mogłyby wpłynąć na wyniki badań.

Ruch zarejestrowano korzystając z dwóch systemów jednocześnie. Pierwszym z nich był system optyczny firmy DTrack2, który w swym działaniu wykorzystywał markery pasywne oraz cztery kamery emitujące światło podczerwone, dzięki nim możliwe było wyznaczenie pozycji przestrzennej oraz orientacji dłoni, następnie zarejestrowane dane zostały przekazane do aplikacji. Drugim systemem był system akcelerometryczny firmy Xsens, w skład którego wchodził kombinezon z wbudowanymi czujnikami inercyjnymi.

Przed rejestracją sygnału, konieczne było dokonanie kalibracji systemu akcelerometrycznego, czego trzeba było dokonać po każdorazowej zmianie położenia markerów. Przeprowadzono ją w dwóch etapach- w pierwszym z nich wprowadzono do oprogramowania wymiary antropometryczne badanej osoby (wiek, waga, wzrost, rozpiętość ramion, szerokość ramion, szerokość bioder, wysokość biodra, wysokość kolana, wysokość kostki, długość stopy), w drugim badany został poproszony o wykonanie trzech pozycji- N-pose (swobodny opad rąk wzdłuż tułowia), T-pose (wyprostowane ręce na boki równoległe do podłoża) oraz Hand touch (okrężne ruchy dłoni, naprzemiennie równoległe i prostopadłe do tułowia), które miały na celu wyznaczenie długości segmentów, określenie położenia stawów oraz czujników na ciele, transformacji w nadgarstkach, dostarczenie danych na temat wirtualnego szkieletu.

Układy współrzędnych systemów pomiarowych miały zgodne orientacje osi, natomiast względne przesunięcie położenia początków zostało zniwelowane poprzez odjęcie składowej stałej od zmierzonych przebiegów.

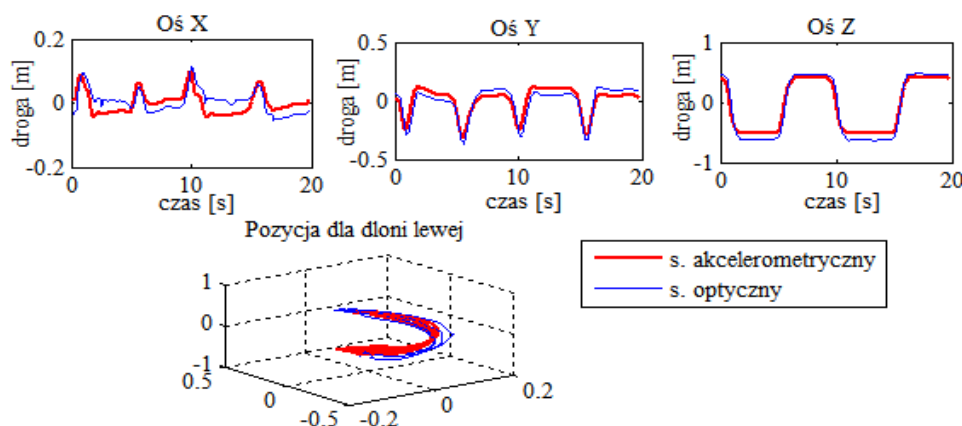
### 3. ANALIZA WYNIKÓW

Na podstawie zarejestrowanych podczas doświadczenia danych otrzymano informacje na temat zmiany położenia prawej i lewej dłoni podczas badania dla każdej aktywności oraz klatek czasowych w trakcie których te zmiany zachodziły. Na ich podstawie za pomocą programu napisanego w środowisku Matlab wyznaczono wartości błędu średniokwadratowego RMS, korelacji Pearsona oraz przebiegi dla przemieszczenia,

przyspieszenia i odległości krzywych. Przedstawiono przebiegi dla jednej wybranej badanej osoby- B1.

### 3.1. Dokładność pozycjonowania

Rysunek 2 przedstawia pozycję lewej ręki podczas wykonywania czynności Z1, która miała na celu zabicie wirtualnych balonów poprzez naprzemienne wymachy rękami. Trzy pierwsze wykresy obrazują zmianę położenia ręki w funkcji czasu odpowiednio dla osi X (oś strzałkowa), Y (oś poprzeczna), Z (oś pionowa), natomiast wykres poniżej pokazuje jak ruch tej ręki wyglądał w przestrzeni. Kolorem niebieskim oznaczono sygnał zarejestrowany przez system optyczny, natomiast kolorem czerwonym przez system akcelerometryczny.

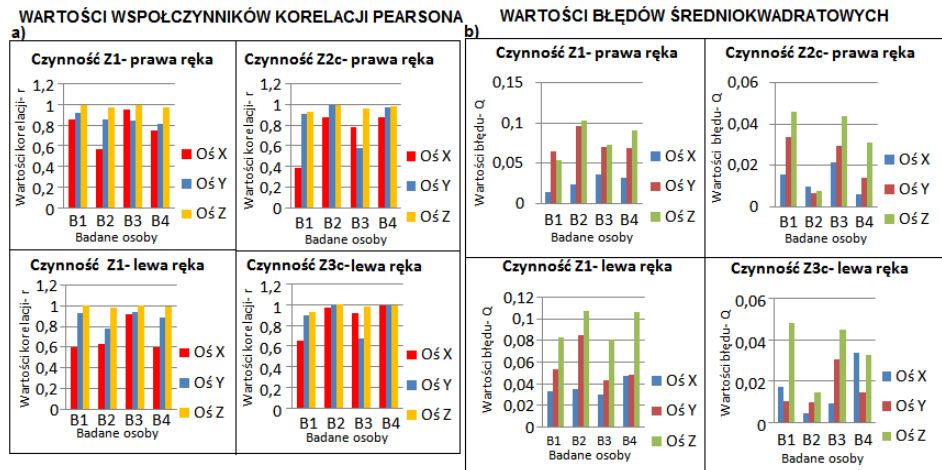


Rys. 2. Wykresy przedstawiające przemieszczenie położenia ręki lewej (oś X, Y, Z, 3D) dla czynności Z1 wykonanej przez badanego B1, kolorem niebieskim oznaczono przebiegi z systemu optycznego, natomiast czerwonym – z akcelerometrycznego

Na podstawie powyższych przebiegów (rys. 2) można zauważyć, że zakres wartości przebiegów z systemu optycznego (kolor niebieski) jest większy w porównaniu do systemu akcelerometrycznego (kolor czerwony). W celu ich porównania wyliczono na podstawie przebiegów z osi Z różnicę odległości pomiędzy wartościami maksymalnymi i minimalnymi, dla systemu optycznego zakres wyniósł 106 cm, natomiast dla systemu akcelerometrycznego-98 cm. Różnica przebytej drogi dla tej osi wynosi więc 8 cm. Dla obydwu systemów pomiar dotyczył położenia środka dłoni.

### 3.2. Błąd RMS i współczynnik korelacji Pearsona

Na podstawie przebiegów przemieszczenia położenia dłoni dokonano ich porównania za pomocą wyliczenia błędu średniokwadratowego (RMS) oraz współczynnika korelacji Pearsona. Obliczeń dokonano na podstawie uśrednionych wartości z trzech przebiegów jednej czynności dla danej osoby. Na ich podstawie wykreślono wykresy słupkowe (rys. 3) przedstawiające wartości współczynników korelacji Pearsona (lewy wykres) i wartości błędów średniokwadratowych (prawy wykres) dla wszystkich badanych (B1 - B4), dla wszystkich analizowanych czynności (Z1- naprzemienne wymachy rękami, Z2c, Z3c- podnoszenie kubka odpowiednio prawą i lewą ręką).



Rys. 3. Wykresy kolumnowe przedstawiające a) wartości współczynników korelacji Pearsona b) wartości błędów średniokwadratowych, zarejestrowanych przez system DTrack2 i XSens przebiegów przemieszczenia dla czynności Z1, Z2c, Z3c, dla badanych B1-B4

Analizując powyższe wykresy zauważono, że największy współczynnik korelacji i błąd średniokwadratowy odpowiada osi Z ( $Q_z = 0,91 - 0,99$ ,  $|r_{z1z2}| = 0,008 - 0,107$  m), następnie osi Y ( $Q_y = 0,58 - 0,99$ ,  $|r_{y1y2}| = 0,007 - 0,0969$  m) i osi X ( $Q_x = 0,39 - 0,98$  m,  $|r_{x1x2}| = 0,004 - 0,0552$  m). W celu porównania wszystkich wyników wyliczono średnią wartość błędu średniokwadratowego i współczynnika korelacji Pearsona na podstawie aktywności Z1 (zbicie wirtualnych balonów), Z2c i Z3c (podnoszenie kubka prawą i lewą ręką), dla wszystkich badanych osób (B1 - B4). Wyniki przedstawiono w tabeli 1.

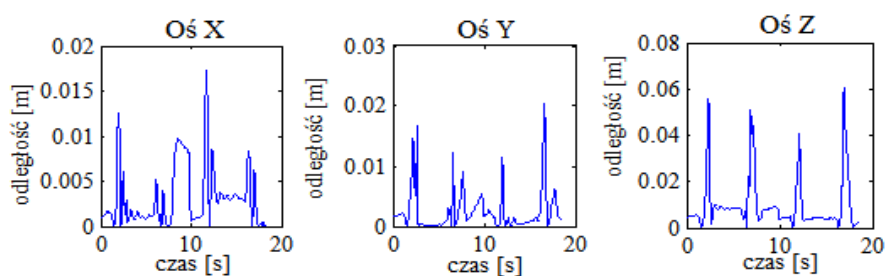
Tabela 1. Średnie wartości błędu średniokwadratowego oraz współczynnika korelacji Pearsona

Wartości błędu średniokwadratowego dla osi X, Y, Z [m]			Wartości współczynnika korelacji Pearsona dla osi X, Y, Z		
$Q_x$ [m]	$Q_y$ [m]	$Q_z$ [m]	$ r_{x1x2} $	$ r_{y1y2} $	$ r_{z1z2} $
0,0232	0,0434	0,0608	0,7744	0,8619	0,9799

Zaobserwowano znaczną różnicę pomiędzy wartościami błędów RMS dla czynności Z1 dla prawej i lewej ręki (zbijanie wirtualnych balonów) oraz Z2c i Z3c (podnoszenie wirtualnego kubka odpowiednio prawą i lewą ręką). Średnia wartość błędów dla czynności Z1 wynosi 0,0616 m natomiast dla czynności Z2c i Z3c - 0,0224 m. Wartości błędów dla czynności Z1 są prawie trzykrotnie większe. Może to wynikać z większych wartości prędkości osiągniętych podczas wykonywania tego ruchu- dla czynności Z1 max. prędkość wynosiła 1,2 m/s, natomiast dla czynności Z2c i Z3c około 0,4 m/s, lub większą złożonością ruchu ręki podczas tego zadania.

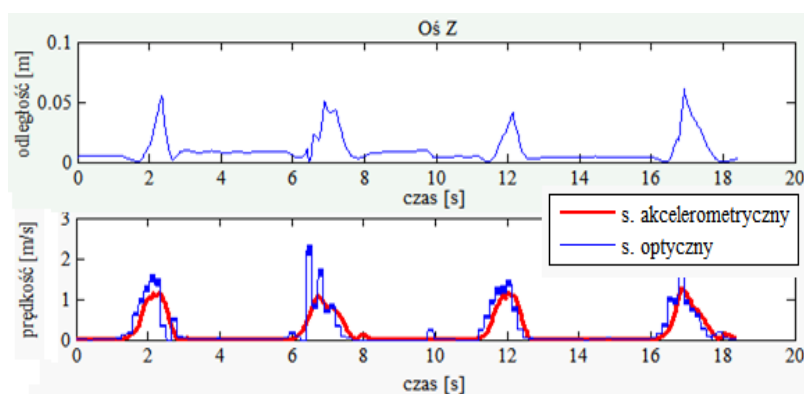
### 3.3. Odległości krzywych

Na podstawie przebiegów przemieszczenia zarejestrowanych przez system optyczny i akcelerometryczny obliczono ich różnicę odległości, dzięki czemu powstały wykresy przedstawiające odległości krzywych odpowiednio dla osi X, Y, Z. Na rysunku 4 przedstawiono przykładowy przebieg dla czynności Z1 wykonanej przez badanego B1.



Rys. 4. Wykresy przedstawiające odległości krzywych występujące na osiach X, Y, Z podczas wykonywania czynności Z1 przez badanego B1

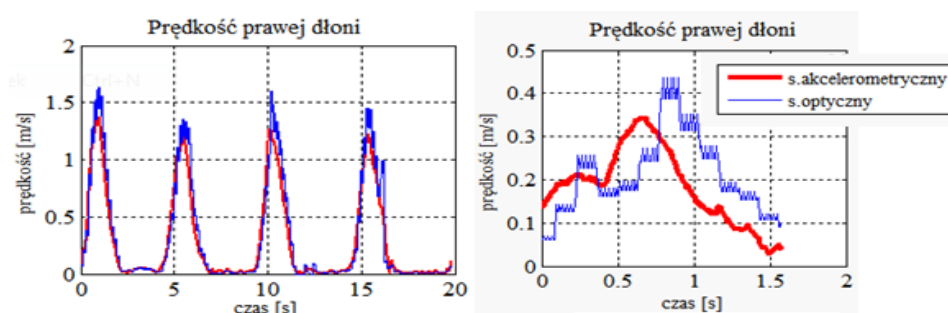
Na podstawie powyższych przebiegów można zaobserwować największą wartość odległości krzywych dla osi Z- 25 cm, następnie dla osi Y- 15 cm i osi X- 13 cm. Ponadto zauważono, że odległość krzywych zmienia się wraz ze zmianą prędkości (rys. 5).



Rys. 5. Wykresy przedstawiające odległość krzywych (wykres górny) oraz przebieg prędkości (wykres dolny) dla czynności Z1 wykonanej przez badanego B1

### 3.4. Dokładność wyznaczania prędkości

Na podstawie danych przemieszczenia położenia ręki oraz czasu wyliczono prędkość przemieszczenia dłoni badanej osoby. Na rysunku 6 zestawiono przykładowe przebiegi wypadkowe prędkości zarejestrowane dla badanego B1 podczas ruchu prawej ręki dla czynności Z1 (lewy wykres) oraz Z2c (prawy wykres). Kolorem czerwonym zaznaczono przebiegi dla systemu akcelerometrycznego, natomiast niebieskim dla optycznego.



Rys. 6. Wykresy prędkości w funkcji czasu dla czynności Z1 (po lewej) i Z2c (po prawej) zarejestrowane przez system optyczny i akcelerometryczny dla badanego B1 podczas ruchu prawą ręką

Na podstawie powyższych wykresów można zauważyć że w przypadku prędkości zarejestrowanej przez system optyczny (kolor niebieski) występują oscylacje. Może być to spowodowane tym, że system akcelerometryczny dokonuje wstępnej filtracji danych, natomiast dane z systemu DTrack2 nie zostały przefiltrowane. Dodatkowo sygnał zarejestrowany przez system optyczny jest przesunięty względem sygnału zarejestrowanego

przez system akcelerometryczny. Wolniejsza reakcja systemu DTrack2, może być spowodowana mniejszą wydajnością aplikacji- system DTrack2 wykonuje 6 - 20 pętli na sekundę, natomiast system Xsens- 120. Dodatkowo system optyczny pokazuje większe wartości prędkości, może to wynikać z braku przeprowadzonej filtracji lub z różnych wartości przemieszczenia zarejestrowanych przez oba systemy (rys. 1).

#### 4. WNIOSKI

Przeprowadzone badania z wykorzystaniem systemu optycznego firmy DTrack2 oraz akcelerometrycznego Xsens służących do rejestracji ruchu człowieka pozwoliły na ich porównanie i wskazały na różnice rejestrowanych przez te systemy sygnałów. Zgodnie z wcześniej przeprowadzonymi badaniami [3], system akcelerometryczny dzięki wstępnej filtracji danych z czujników pomiarowych, wykazuje bardziej wygładzone przebiegi aniżeli system optyczny. Największą wartość obliczonego błędu średniokwadratowego wyliczono w osi pionowej Z. Wynika to z największego zakresu przemieszczenia w tej osi podczas ruchu. Niemniej jednak w tej osi wyliczono największą wartość korelacji Pearsona, co wskazuje, że przebiegi te w tej osi miały najbardziej zbliżone do siebie kształty trajektorii przemieszczenia. Analiza porównawcza systemów do analizy ruchu, wykazała dużą zależność błędu i współczynnika korelacji w zależności od wykonywanego przez osobę badaną ruchu.

#### LITERATURA

- [1] Gonczarek A.: Modelowanie generujące w zastosowaniu do śledzenia ruchu człowieka, Wydawnictwo Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 2013
- [2] Pięciak T., Pawłowski R.: Wizualizacja ruchu człowieka (Motion Capture), Inżynierowie dla Biologii i Medycyny : kwartalnik wykładowców i studentów inżynierii biomedycznej, nr 5, 2009, s. 22–27
- [3] Stale A., Kristian N.: Comparing inertial and optical Mocap technologies for synthesis control, Conference Paper, SMC Conference, 2011
- [4] Vlastic D., Popović J.: Practical Motion Capture in Everyday Surroundings, ACM Transactions on Graphics, Vol. 26, No. 3, Article 35, 2007
- [5] Zhou H.: Human motion tracking for rehabilitation- A survey, Biomedical Signal Processing and Control, Vol. 3, 2008, p. 1-18

### COMPARISON OF SPATIAL MOTION ANALYSIS ON THE EXAMPLE OF OPTICAL AND ACCELEROMETRIC SYSTEMS

**Abstract:** The paper presents the results of a comparison of two human motion analysis systems - optical DTrack2 and accelerometric Xsens. The study was conducted in Technopark Virtual Cave (called Cave system) in Gliwice. The comparison was made on the time-space basis, which were designated during the experiment and calculated in Matlab. Comparison of the data was presented on the basis of the calculated mean square error and the Pearson correlation coefficient.



**Magda ZARWAŃSKA**, Studenckie Koło Naukowe Biomechatroniki „BIOKREATYWNÍ”,  
Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

**Agata GUZIK-KOPYTO**, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

## **OCENA ZDOLNOŚCI SIŁOWYCH DŁONI PACJENTÓW Z ZABURZENIAMI NEUROLOGICZNYMI**

**Streszczenie:** Udar mózgu jest jedną z najpoważniejszych chorób stanowiących trzecią z najczęstszych przyczyn zgonów. W oparciu o badania siły ścisku dłoni z wykorzystaniem dynamometru elektronicznego firmy Vernier, podjęto próbę oceny zdolności siłowych dłoni pacjentów po przebytych udarach, a także przedstawiono znaczenie wdrażania nowoczesnych technologii, pomocnych przy analizach postępów rehabilitacji. To właśnie w dziedzinie techniki można upatrywać największego potencjału rozwojowego w metodach leczenia udarowców na nadchodzące lata.

**Słowa kluczowe:** siła ścisku dłoni, udar mózgu, rehabilitacja

### **1. WSTĘP**

Jedną z najpoważniejszych, powszechnie występujących chorób w medycynie, szczególnie u osób starszych, jest udar mózgu. Leczenie jego skutków związane jest z trudną i długotrwałą rehabilitacją [4]. W krajach wysoko rozwiniętych jest to trzecia z najczęstszych przyczyn zgonów, po nowotworach oraz chorobach układu krążenia [1, 5]. Istotnym aspektem w dziedzinie lecznictwa chorych po przebytych udarach jest postęp medycyny polegający na opracowywaniu kolejnych, nowych metod ćwiczeniowych, a także tworzeniu nowych technologii, wspomagających prowadzenie rehabilitacji. Badania siły ścisku dłoni, pomimo że wciąż nie są jeszcze wystarczająco wiarygodne przy ocenie stanu zdrowia badanych chorych, stanowią przyszłościową metodę pomiarową z uwagi na coraz większy postęp technologiczny i coraz bogatsze oprogramowanie, oferujące spore możliwości dokładnej analizy danych. W pracy podjęto próbę oceny zdolności siłowych dłoni osób z niedoborem ruchowym kończyn górnej powstałym na skutek udaru mózgu.

### **2. CEL I METODYKA BADAŃ**

Celem badań była ocena zdolności siłowych osób zdrowych oraz pacjentów z zaburzeniami neurologicznymi, będącymi skutkiem przebytego udaru mózgu.

W ramach badań przeprowadzono pomiary na grupie zdrowych osób oraz pacjentów Górnośląskiego Centrum Rehabilitacji „Repty” przy użyciu cyfrowego dynamometru dłoniowego firmy Vernier typu HD-BTA. Grupa kontrolna składała się z 52 osób w wieku 20 – 74 lat, posiadających pełną sprawność kończyn górnych. Natomiast osoby chore, stanowił zespół 11 pacjentów w wieku od 57 do 74 lat, po przebytych udarach mózgu. Chorzy charakteryzowali się różnym stopniem rozległości oraz zaawansowania choroby, a także odmiennymi towarzyszącymi powikłaniami i dysfunkcjami. Badanie pacjentów zostało

zrealizowane w dwóch terminach, w celu ukazania wpływu rehabilitacji na zdolności siłowe dłoni. Pomiar przeprowadzono dla kończyny zdrowej oraz z niedowładem. Badanie wszystkich osób zostało wykonane w trzech seriach pomiarowych, oddzielonych od siebie jednogminutowym odstępem czasowym.

### 3. WYNIKI

Na podstawie przeprowadzonych badań możliwe było określenie wartości siły ścisku dłoni pacjentów w przedziale wiekowym  $> 60$  lat oraz osób zdrowych podzielonych na trzy grupy wiekowe ( $20 \div 40$  lat,  $50 \div 60$  lat oraz  $> 60$  lat). Zestawienie średnich wartości siły ścisku dłoni oraz podstawowych informacji dla odpowiednich przedziałów wiekowych zostało przedstawione w tabeli 1 i tabeli 2.

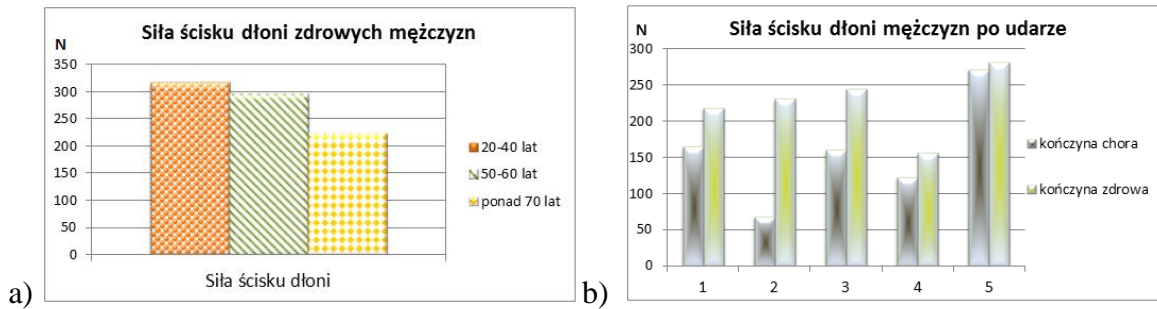
**Tabela 1. Zestawienie podstawowych danych grupy kontrolnej oraz pacjentów**

AVR	GRUPA KONTROLNA			PACJENCI
	20 ÷ 40	50 ÷ 60	> 60	> 60
Liczba osób	37	8	7	11
Wiek, lata	23,22	53,25	67,86	63,27
Wzrost, m	1,82	1,74	1,67	1,69
Masa, kg	82,57	88,63	81,11	78,55
BMI	25,01	29,17	29,09	27,40

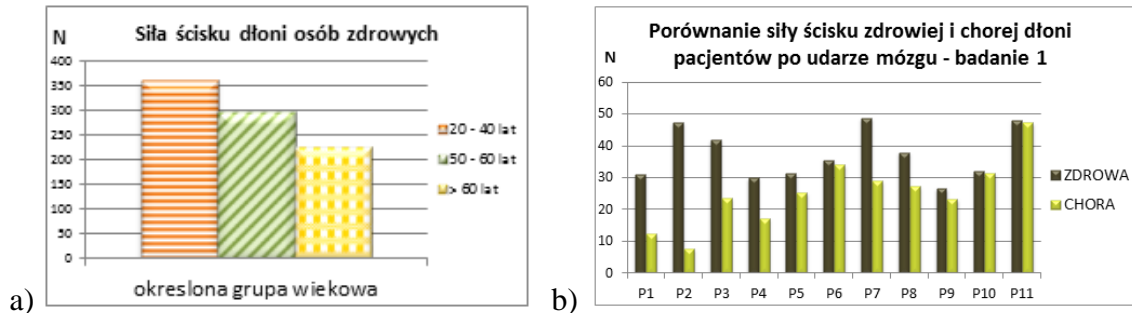
**Tabela 2. Zestawienie średnich wartości siły ścisku dłoni: a) osób zdrowych, b) pacjentów**

PACJENCI			GRUPA KONTROLNA			
Siła ścisku dłoni, N	CHORA	ZDROWA	Przedział wiekowy, lata	20 ÷ 40	50 ÷ 60	> 60
Badanie 1	25,3	37,3	Siła ścisku dłoni, N	362,35	295,38	223,29
Badanie 2	27,5	38,5				

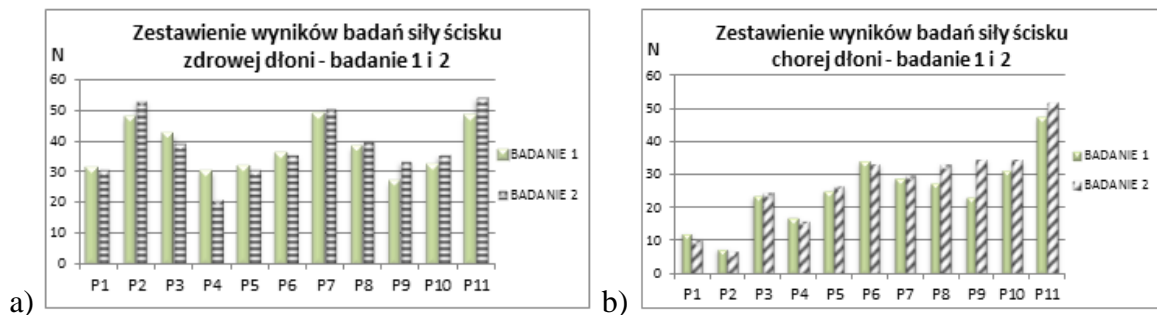
Interpretacja wyników obejmowała porównanie danych w poszczególnych grupach wiekowych osób zdrowych, odniesienie wyników badań pomiędzy poszczególnymi grupami badanych osób, a także określenie wpływu przeprowadzonej rehabilitacji na zdolności siłowe kończyn górnych pacjentów po przebytych udarze mózgu. Wyniki pomiarów grupy kontrolnej, obejmującej zdrowe osoby, miały natomiast za zadanie pomóc w opracowaniu wzorcowych danych, które następnie wykorzystywano w celach porównawczych, do ukazania skali porażenia i stopnia niepełnosprawności osób po przebytych udarze mózgu. Przykładowe wykresy przedstawiające wyniki badań zostały przedstawione na rys. 1-3.



Rys. 1. Wartości siły ścisku dłoni a) zdrowych mężczyzn w zależności od wieku, b) mężczyzn po udarze na podstawie wybranego artykułu



Rys. 2. Średnie wartości siły ścisku dłoni a) osób zdrowych, w zależności od przedziału wiekowego, b) pacjentów po udarze podczas badania 1



Rys. 3. Wyniki pomiarów siły ścisku a) zdrowej, b) chorej dłoni pacjentów po udarze – badanie 1 i 2

#### 4. PODSUMOWANIE

Przeprowadzona analiza wyników badań ukazała, że rehabilitacja w różnym stopniu wpłynęła na zdolności siłowe chorych (rys. 3a, rys. 3b). Znaczne dysproporcje wartości siły ścisku pomiędzy pacjentami, spowodowane różnym przebiegiem i rozległością uszkodzeń mózgu, stanem ogólnym poszczególnych osób, terminem rozpoczęcia i sposobem przeprowadzania rehabilitacji, a także zaangażowaniem pacjenta w proces usprawniania sprawiły, że bardzo trudne było określenie wspólnych zależności siły ścisku dłoni dla osób po przebytych udarze. W oparciu o otrzymane wyniki badań, a także dokonany przegląd literatury [2, 3] można zaobserwować, że wśród osób zdrowych występuje zależność, że wraz z wiekiem następuje proporcjonalny spadek oraz zmniejszenie zakresu zdolności siłowych dłoni (rys. 1a, rys. 2a). W nawiązaniu do wyników badań osób chorych, można zauważyć znaczne, wielokrotne obniżenie zdolności siłowych obu kończyn u pacjentów po przebytych udarze, w odniesieniu do przebadanej grupy kontrolnej. Analiza wykazała również widoczne dysproporcje pomiędzy kończyną objętą niedowładem, jak i zdrową, u której również zaobserwowano spadek wartości siły ścisku (rys. 1b, rys. 2b).

Badanie siły ścisku dłoni, wciąż nie jest wystarczającym wskaźnikiem określającym postępy w procesie usprawniania pacjentów po przebytych udarze mózgu. Nie jest możliwa

dokładna ocena stopnia zaawansowania choroby, a także długości koniecznej rehabilitacji w celu uzyskania poprawy. Należy jednak podkreślić, że dalszy rozwój technologiczny, może przyczynić się do znacznego ułatwienia analizy wyników badań, co mogłoby zwiększyć skuteczność i skrócić czas trwania procesu leczenia.

## LITERATURA

- [1] Kwolek A.: Rehabilitacja w udarze mózgu. Wydawnictwo Uniwersytetu Rzeszowskiego, Rzeszów, 2011
- [2] Łopatka M., Guzik- Kopyto A., Michnik R., Rycerski W.: Badania antropometryczne kończyny górnej oraz pomiar siły ścisku dłoni i kciuka, Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 6, 2012, s. 93-98
- [3] Mathiowetz V, Kashman N., Volland G., Weber K., Dowe M., Rogers S.: Grip and pinch strength: Normative data for adults, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 6, no. 2, 1985, p. 69-74
- [4] Laidler P.: Rehabilitacja po udarze mózgu, Wyd. 2, Wydawnictwo Lekarskie PZW, 1994
- [5] Rożnowska K., Udar mózgu, Wyd. 1, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2006

## ASSESSMENT OF HAND FORCE CAPABILITY OF PATIENTS WITH NEUROLOGICAL DISORDERS

**Abstract:** Stroke is one of the most severe diseases which is the third of the most frequent cause leading to death. Based on studies on hand grip force using electronic dynamometer made by Vernier company, some attempts were taken to assess hand force capability of patients with neurological disorders. Also the importance of the implementation of modern technologies to assist in the analysis of the progress of rehabilitation was presented. The field of technology has the biggest potential for development in methods for treating patients after stroke in the coming years.