

Paweł BIESIACKI¹, Dariusz GRZELCZYK¹, Jerzy MROZOWSKI¹,
Jan AWREJCEWICZ¹

¹Katedra Automatyki, Biomechaniki i Mechatroniki, Politechnika Łódzka, Łódź

MODEL NUMERYCZNY KOŃCZYNY GÓRNEJ CZŁOWIEKA I JEGO ANALIZA W ASPEKCIE UPADKÓW DO PRZODU

Streszczenie: Praca przedstawia model numeryczny kończyny górnej człowieka przydatny do analizy ryzyka złamania kości kończyny podczas upadku do przodu. W odróżnieniu od innych modeli spotykanych w literaturze, proponowany w tej pracy model uwzględnia wszystkie trzy główne kości kończyny górnej połączone powierzchniami stawowymi w stawie łokciowym i nadgarstkowym przy zastosowaniu kontaktu typu *bonded* jako jeden złożony układ biomechaniczny. Analizę dynamiczną przeprowadzono dla różnych konfiguracji kości przedramienia, wykorzystując dwa kryteria wytrzymałościowe do oceny potencjalnych miejsc złamań kości kończyny.

Słowa kluczowe: kończyna górna człowieka, metoda elementów skończonych, wytrzymałość kości, upadek do przodu

1. WSTĘP

Upadki występujące w życiu codziennym człowieka są nieuniknione jako zagrożenia podczas procesu chodzenia. Do zdarzeń tych dochodzić może w każdej grupie wiekowej i w każdych okolicznościach. I chociaż młodzi ludzie upadają znacznie częściej niż osoby starsze, to właśnie w tej ostatniej grupie wiekowej upadki stanowią poważny problem społeczny. Postępująca wraz z wiekiem utrata sił mięśni kończyn górnych powoduje, że ich wykorzystanie w czasie upadków staje się nieefektywne. Dlatego też upadki te powodują różnego rodzaju urazy, w tym urazy głowy, zwichnięcia stawów, złamania kości czy też otarcia lub poważniejsze obrażenia tkanek miękkich. Najczęściej jednak w wyniku upadków ludzie doświadczają obrażeń kończyn górnych, okolic stawu biodrowego oraz głowy.

Kończyny górne wykorzystywane są powszechnie do amortyzacji upadków pomimo ryzyka wystąpienia ich urazów, a zdecydowana większość tych urazów występuje w wyniku upadku na wyprostowane ręce. W takim przypadku najczęstszą postacią uszkodzenia kończyny górnej jest złamanie dystalnej części kości promieniowej przedramienia [5]. Złamania tego typu są szczególnie częste w przypadku kobiet z osteoporozą, ze względu na zmniejszoną gęstość kości [14], jak również zwiększone ryzyko upadków w tej grupie wiekowej [8]. Metody elementów skończonych (MES) i tomografia komputerowa (TK) wykonywana z reguły w celach diagnostycznych, stosowane były do modelowania kończyn górnych człowieka przez wielu badaczy [1, 2, 4, 13, 15, 16, 18]. Należy jednak zaznaczyć, że w cytowanych powyżej pozycjach literatury zazwyczaj tylko kość promieniowa (a w szczególności jej dalsza nasada) brana była pod uwagę, natomiast pozostałe kości

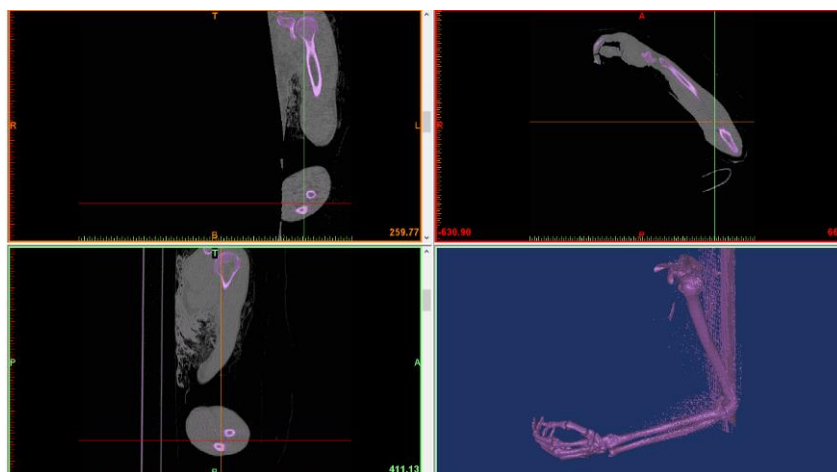
kończyny były pomijane. Może to wynikać z braku ogólnie dostępnych obrazów TK całej kończyny górnej, gdyż z reguły wykonuje się tylko TK wybranych fragmentów kości objętych zmianami chorobowymi pacjentów. Dysponując odpowiednimi danymi w postaci plików DICOM, w niniejszym artykule zaproponowano nowy model kończyny górnej człowieka składający się ze wszystkich trzech kości długich (tj. kości ramiennej, kości promieniowej i kości łokciowej) połączonych przy użyciu kontaktu pomiędzy kośćmi w stawach łokciowym i nadgarstkowym. Takie podejście stanowi w pewnym stopniu o oryginalności tej pracy oraz wytycza kierunki rozwoju modeli i badań tego typu układów jako złożonych układów biomechanicznych. Uzyskane w ten sposób wyniki z pewnością lepiej będą odzwierciedlać rzeczywiste zachowania się kośćca kończyny górnej.

2. MODEL NUMERYCZNY KOŃCZYNY GÓRNEJ

Do opracowania modeli numerycznych kości wykorzystuje się często obrazy uzyskane metodą TK. W ogólności obrazy te reprezentują przekroje poprzeczne różnych narządów organizmów żywych zapisane w formacie plików DICOM, który służy do zapisu cyfrowego i wymiany obrazów w medycynie. Również i w tej pracy wykorzystana została ta metodologia w celu stworzenia dokładniejszego modelu numerycznego kości kończyny górnej człowieka.

2.1. Tworzenie geometrii modeli kości w środowisku MIMICS

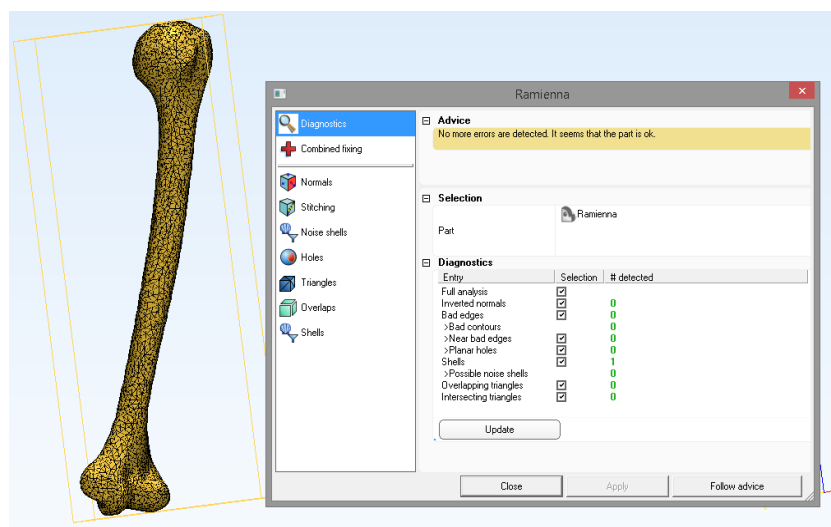
Obrazy TK całej ludzkiej kończyny górnej użyte w tej pracy pochodzą od zwłok 35-letniego mężczyzny o wzroście 1,73 m i masie 75 kg, a pozyskane zostały dzięki uprzejmości Katedry i Zakładu Medycyny Sądowej Uniwersytetu Jagiellońskiego w Krakowie. Zdjęcia tomograficzne wykonane zostały za pomocą aparatu marki Siemens 64. Uzyskane obrazy składające się z łącznej liczby 274 warstw o grubości równej 1,5 mm, rozmiarze piksela 0,977 mm i rozdzielczości równej 512x512, zostały zaimportowane do środowiska MIMICS (rys. 1). W kolejnych dwóch etapach opracowywania plików DICOM poszczególne kości kończyny górnej zostały poddane procesowi segmentacji, a następnie wyodrębnione zostały trójwymiarowe modele kości długich, tj. kości ramiennej, promieniowej i łokciowej.



Rys.1. Obrazy DICOM zaimportowane do program MIMICS wykorzystane do wyodrębnienia kości kończyny górnej przy użyciu metody progowania w skali Hounsfielda

Uzyskane w wyniku procesu triangulacji wstępne siatki obliczeniowe modeli kości charakteryzowały się pewną nieregularnością. Przeprowadzone testy wykazały sporo błędnych trójkątów o powierzchniach znacznie większych od sąsiednich oraz dużą liczbę

elementów z przecinającymi się ścianami. W związku z tym zastosowano narzędzia służące do modyfikacji jakości tej siatki, co doprowadziło do uzyskania geometrii trójkątów zbliżonych do geometrii trójkąta równobocznego. W kolejnym kroku wykorzystano funkcje Smooth, Reduce, Auto Remesh i Quality Preserving Reduce Triangles w celu zredukowania zbędnej liczby powierzchniowych elementów skończonych. Dzięki temu uzyskano także skrócenie czasu obliczeń oraz uniknięto błędów numerycznych podczas analizy w środowisku ANSYS. W wyniku przeprowadzonego procesu optymalizacji kość ramienna, kość promieniowa i kość łokciowa składają się odpowiednio z 12090, 3444 i 6044 elementów powierzchniowych. Poprawność budowy siatki MES sprawdzona została przy użyciu funkcji Fix Wizard pozwalającej wykryć wszystkie niedoskonałości siatki oraz dokonać automatycznej naprawy prostych defektów. Końcowy etap weryfikacji siatki za pomocą narzędzia Fix Wizard na przykładzie kości ramiennej zaprezentowany został na rys. 2.



Rys.2. Model kości ramiennej zweryfikowany za pomocą funkcji Fix Wizard w programie MIMICS

W wyniku zastosowania narzędzia *Create Volume* możliwe było utworzenie realistycznych bryłowych modeli kości, które wykorzystane zostały do analizy numerycznej w środowisku ANSYS. Wspomniane modele 3D kości zdyskretyzowane zostały elementami bryłowymi czworosiecznymi typu SOLID185. Uzyskanym elementom skończonym przypisano izotropowe i liniowo-sprężyste własności materiałowe. W rezultacie, końcowe bryłowe modele kości ramiennej, promieniowej i łokciowej składają się odpowiednio z 54119, 15751 i 17484 bryłowych elementów skończonych.

Połączenie kości w wyprostowanym stawie łokciowym oraz nadgarstkowym zamodelowano wprowadzając kontakt symulujący styk powierzchni stawowych, przy czym odpowiednie założenia numeryczne i parametry tych połączeń przyjęto na podstawie pracy [7]. Przyjęte założenia powodują, że uzyskany model numeryczny kończyny górnej, choć nie doskonały, dość dobrze odzwierciedla anatomiczną strukturę połączeń kości kończyny. Ze względu na stosunkowo małe wartości momentów sił generowanych przez mięśnie biceps brachii i triceps brachii w przypadku wyprostowanej ręki w stawie łokciowym, dla uproszczenia modelu nie uwzględniono wpływu działania sił mięśniowych. Założono, że siła wynikająca z upadku na podłoże powoduje głównie ściskanie kości kończyny ułożonych w pozycji wyprostowanej. Takie założenie stanowi pewne ograniczenie stosowania tego modelu i problem ten powinien być dokładniej rozważony w jego kolejnych modyfikacjach.

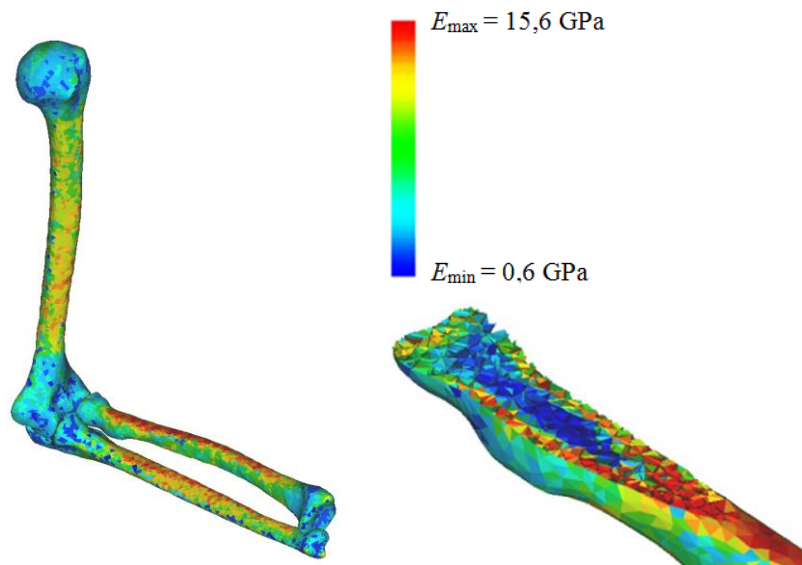
2.2. Własności materiałowe modeli kości

Stworzone modele objętościowe kości ponownie zostały zaimportowane do programu MIMICS, gdzie przeprowadzona została operacja przypisania własności materiałowych. Testowane były przy tym różne formuły wiążące skalę Hounsfielda z gęstością kości i ich modułem Younga w celu uzyskania wartości modułów Younga kości zbliżonych do wartości prezentowanych w literaturze. Z tego względu też ostatecznie właściwości mechaniczne (moduły Younga) rozważanych kości oszacowane zostały na podstawie zależności [12]

$$\rho = 1,067HU + 131 \Rightarrow E = 0,004\rho^{2,01} \quad (1)$$

gdzie ρ (kg/m^3) oznacza gęstość kości, HU jest liczbą bezwymiarową w skali Hounsfielda, E (MPa) oznacza moduł Younga, natomiast ν jest współczynnikiem Poissona. Zależność (1) wyznaczona była dla kości udowej, która podobnie jak kości ramienna, promieniowa, łokciowa czy piszczelowa należą do kości długich i charakteryzują się podobnymi właściwościami mechanicznymi. Ze względu na brak powszechnie dostępnych w literaturze zależności wiążących gęstości kości kończyny górnej z modułem Younga, również i inni badacze do modeli kości kończyny górnej stosowali zależności opracowane na podstawie kości udowych lub piszczelowych, np. w pracach [1, 9, 10, 12, 13, 17]. Wykorzystana w tym artykule zależność (1) zaczerpnięta z pracy [12] jest niejako zależnością "pośrednią" pomiędzy dwiema innymi dostępnymi w pracach [9] i [17].

Uzyskane w ten sposób zakresy modułów Younga poszczególnych kości zmieniają się w następujących granicach: kość ramienna 2700-15600 MPa, kość promieniowa 600-12000 MPa, kość łokciowa 1200-12000 MPa, natomiast współczynnik Poisson'a jest równy 0.3 dla wszystkich elementów skończonych. Rysunek 3 przedstawia niejednorodne rozkłady modułów Younga wszystkich trzech badanych kości, przy czym pokazany został również przekrój fragmentu modelu kości ukazujący przestrzenny rozkład własności materiałowych.



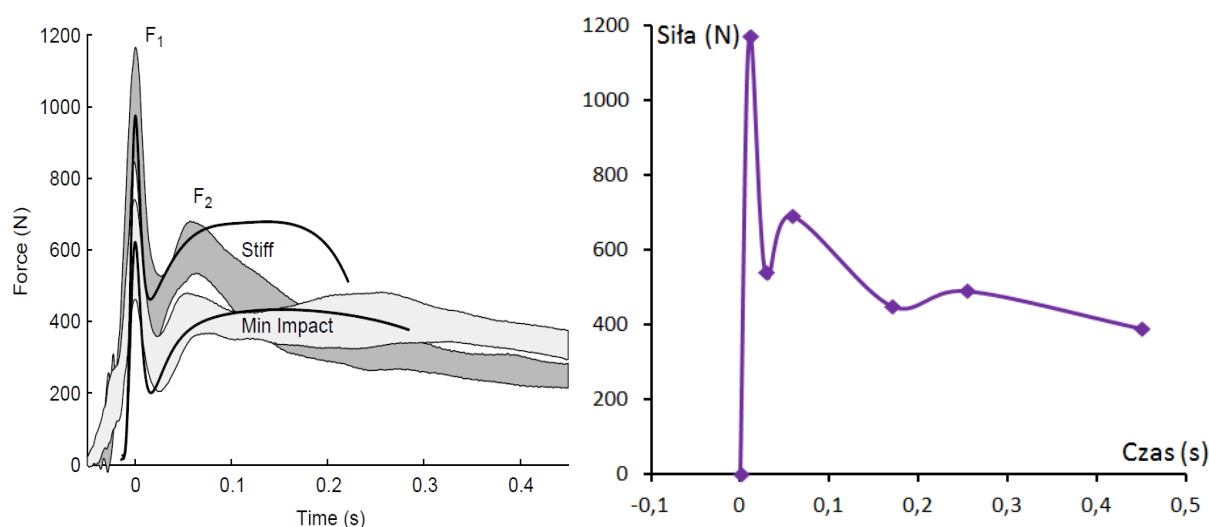
Rys.3. Model 3D i jego przekrój przedstawiające niejednorodny przestrzenny rozkład modułów Younga kości kończyny górnej człowieka

3. WYNIKI BADAŃ SYMULACYJNYCH

Poniżej przedstawiono wyniki symulacji komputerowych opracowanego modelu numerycznego kości kończyny górnej przeprowadzone w programie ANSYS dla różnych konfiguracji kości przedramienia, tzn. pronacji, pozycji neutralnej i supinacji.

3.1. Obciążenie dynamiczne i warunki brzegowe

W pracy przeprowadzono analizę dynamiczną połączonych ze sobą kości kończyny górnej w jeden złożony układ biomechaniczny poddany działaniu zmiennej w czasie siły będącej siłą reakcji podłoża generowaną podczas upadku. W tym celu wykorzystano przebiegi czasowe sił przedstawione w pracy [3]. Rysunek 4 przedstawia wspomniane przebiegi czasowe tej siły w pierwszej fazie uderzenia dla trzech różnych scenariuszy upadku (tj. upadku na sztywne ramiona, upadku naturalnego oraz upadku z minimalną siłą uderzenia). Do dalszych badań przyjęto scenariusz upadku na sztywne ramiona jako najbardziej niebezpieczny, dla którego generowana siła reakcji podłoża amortyzowana jest głównie przez osiowe ściskanie kości kończyny. Rysunek 4 przedstawia również uśredniony gładki przebieg siły reakcji uzyskanej ze wspomnianej pracy [3], który przyjęty został do dalszych badań numerycznych.



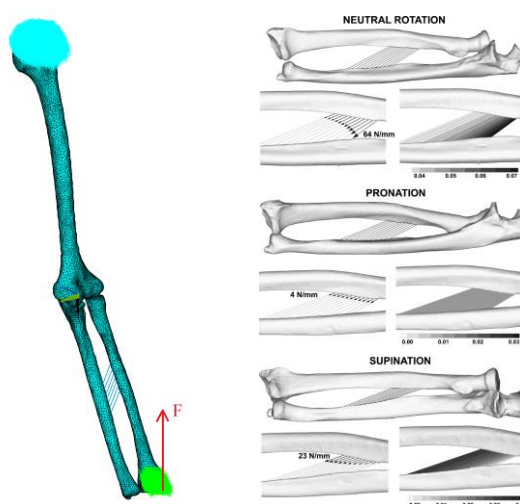
Rys.4. Przebiegi czasowe siły reakcji podłoża działające na kończynę górną podczas uderzenia o podłoże w wyniku upadku do przodu na wyciągnięte ręce: dane literaturowe [3] (z lewej) oraz gładka aproksymacja siły reakcji podłoża zastosowana w modelu numerycznym jako obciążenie dynamiczne (z prawej)

Przebiegi siły reakcji przedstawione w pracy [3] uzyskane zostały na podstawie badania upadków pięciu zdrowych młodych ochotników płci męskiej w wieku od 22 do 28 lat. Średnia masa i wzrost tych ochotników wynosiły odpowiednio 72 ± 7 kg i 173 ± 3 cm. Najważniejsze cechy osobnicze pomiędzy ochotnikami poddanymi tym badaniom oraz dawcą, z którego zwłok uzyskane zostały obrazy TK, takie jak masa i wzrost, mające istotne znaczenie dla generowanej w trakcie upadku siły reakcji podłoża działającej na rękę, zostały zatem dobrze dopasowane. Inne cechy osobnicze takie jak wiek, płeć oraz to czy dane materiałowe kości pochodzą ze zwłok ludzkich czy żywych organizmów, mają wpływ na wytrzymałość kości a nie na przebieg generowanej w trakcie upadku siły.

Przyjęte warunki brzegowe, działające obciążenie dynamiczne oraz zastosowane połączenia pomiędzy kośćmi kończyny pokazane zostały na rys. 5. Dla wszystkich analizowanych w pracy przypadków konfiguracji kości przedramienia węzłom siatki odebrano wszystkie sześć stopni swobody w rejonie bliższej nasady kości ramiennej (jasnoniebieski obszar), zapewniając przy tym odpowiednie warunki brzegowe. Takie sztywne podparcie kości ramiennej powoduje, że wyniki analizy numerycznej uzyskiwane w obszarze dalszej nasady kości promieniowej są mało wrażliwe na przyjęte warunki brzegowe.

Zmiany konfiguracji kości przedramienia realizowane były poprzez względną zmianę położenia kości promieniowej i łokciowej. Kąt pomiędzy podłużną osią kości przedramienia

i kierunkiem pola grawitacyjnego wynosił około 15° i był stały dla każdej konfiguracji przedramienia. Taka wartość tego kąta jest najbardziej typowa dla większości upadków na sztywne ramiona występujących w rzeczywistych sytuacjach [3]. Z kolei obciążenie dynamiczne w postaci zmiennej w czasie siły (czerwona strzałka) przyłożone zostało w obszarze nadgarstka w kierunku pionowym zgodnym z kierunkiem pola grawitacyjnego. Dla każdego z analizowanych przypadków kierunek działania siły w stosunku do ułożenia kości przedramienia pozostawał stały. Siła obciążająca układ rozdzielona została automatycznie na wiele węzłów siatki w obszarze dalszej nasady kości promieniowej (jasnozielony obszar).



Rys.5. Schematyczne przedstawienie warunków brzegowych i obciążenia wraz z anatomicznym połączeniem kości promieniowej i łokciowej (z lewej) wg połączeń zastosowanych w pracy [11] (z prawej)

3.2. Analiza dynamiczna

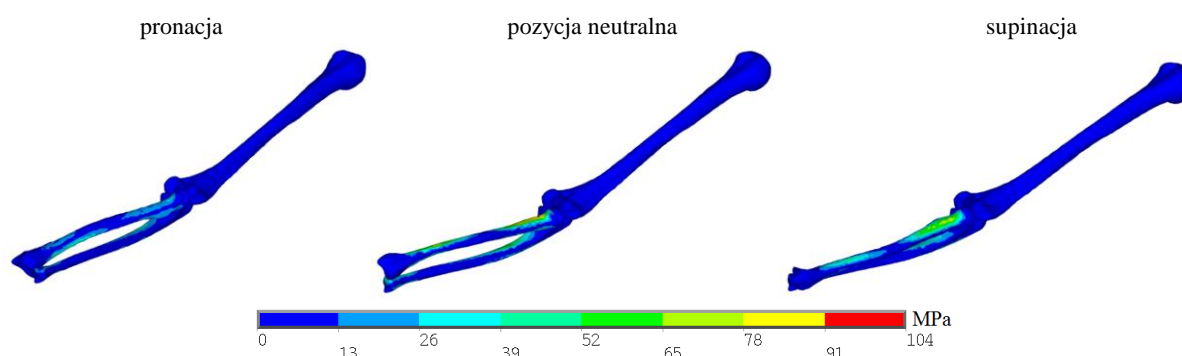
W pracy przedstawiona została dynamiczna analiza stanów przejściowych, która w biomechanice służy do badania odpowiedzi dynamicznych kości poddanych zmiennym w czasie obciążeniom. Analiza tego typu jest przydatna w przypadkach występowania obciążeń typu impulsowego, a więc również może być zastosowana w rozważanym przypadku działania na kończynę obciążenia wynikającego z upadku do przodu. Dokładność uzyskanych wyników zależy od gęstości siatki obliczeniowej, nieliniowych połączeń między kośćmi oraz kroku czasowego całkowania. Dlatego też w pracy przyjęto kompromis pomiędzy dokładnością odwzorowania rozważanego modelu kości a czasem uzyskiwanych na komputerze wyników i zajmowanej przez komputer pamięci.

W celu lokalizacji potencjalnych miejsc złamań kości wyznaczane były przede wszystkim rozkłady naprężeń zredukowanych obliczonych wg hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego. Dla porównania zastosowane zostało również kryterium maksymalnych odkształceń w celu dodatkowej analizy zachowania się kończyny górnej w warunkach przyjętego obciążenia. Wyznaczenie maksymalnych wartości naprężenia i odkształcenia w trakcie całej analizy czasowej posłużyło do określenia położenia najbardziej wyjątkowych i odkształconych miejsc kości i przebadania ich zachowania w pozostałych chwilach czasowych.

Tabela 1 przedstawia maksymalne wartości naprężeń zredukowanych von Misesa w poszczególnych kościach kończyny dla różnych konfiguracji kości przedramienia. Rozkłady naprężeń zredukowanych von Misesa w postaci graficznej dla różnych konfiguracji kości przedramienia zaprezentowane zostały natomiast na rys 6.

Tabela 1. Maksymalne naprężenia dla trzech różnych konfiguracjach przedramienia

		kość ramienna	kość promieniowa	kość łokciowa	czas (s)
Pronacja	Naprężenia (MPa)	15.77	84.30	57.51	0.072
Pozycja neutralna	Naprężenia (MPa)	7.27	102.36	67.09	0.08
Supinacja	Naprężenia (MPa)	9.59	84.65	63.31	0.08

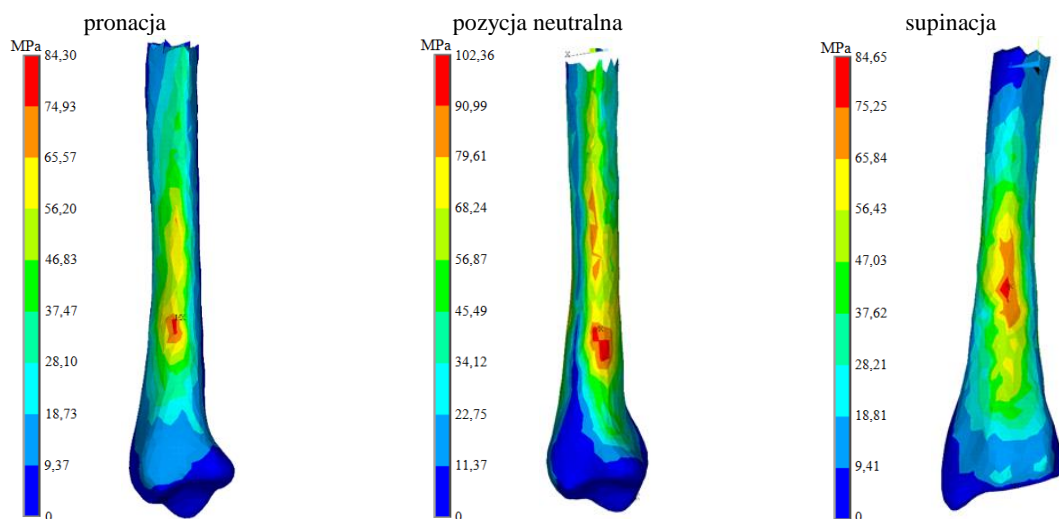


Rys.6. Rozkłady maksymalnych naprężeń von Misesa dla różnych konfiguracji kości przedramienia

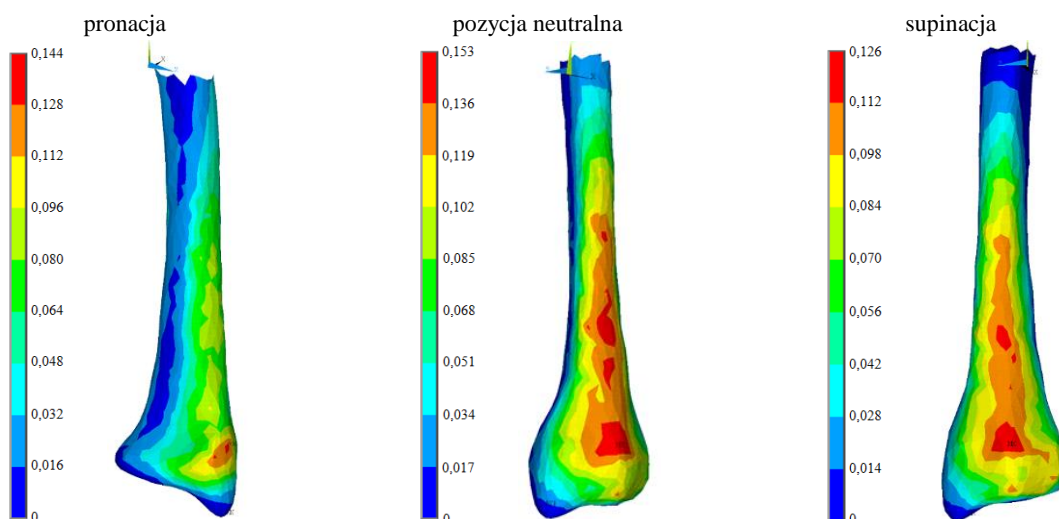
Dla wszystkich rozważanych konfiguracji przedramienia największe naprężenia zaobserwowano w kości promieniowej, natomiast najmniejsze w kości ramiennej, co jest zgodne z innymi wynikami prezentowanymi w literaturze [3, 6]. Miejsce potencjalnego złamania kości promieniowej zależy od konfiguracji przedramienia. Dla pozycji neutralnej oraz supinacji największe naprężenia występują w bliższej nasadzie kości promieniowej. Najwyższe ryzyko złamania tej kości występuje w konfiguracji neutralnej przedramienia.

Rysunki 7 i 8 przedstawiają w sposób dokładniejszy odpowiednio maksymalne naprężenia i odkształcenia w rejonie dalszej nasady kości promieniowej dla różnych konfiguracji przedramienia. Dla wszystkich przypadków maksymalne wartości naprężeń występują w środkowej części kości promieniowej (w trzonie kości), natomiast maksymalne odkształcenia pojawiają się w rejonie nasady dalszej kości promieniowej. Wiadomo, że urazy i złamania nasady dalszej kości promieniowej są najczęstszymi typami urazów tej kości w wyniku upadków do przodu na wyciągnięte ręce. Stąd wnioskować można, że to właśnie kryterium maksymalnych odkształceń może być bardziej przydatne do przewidywania miejsc potencjalnych urazów czy złamań kości kończyny górnej.

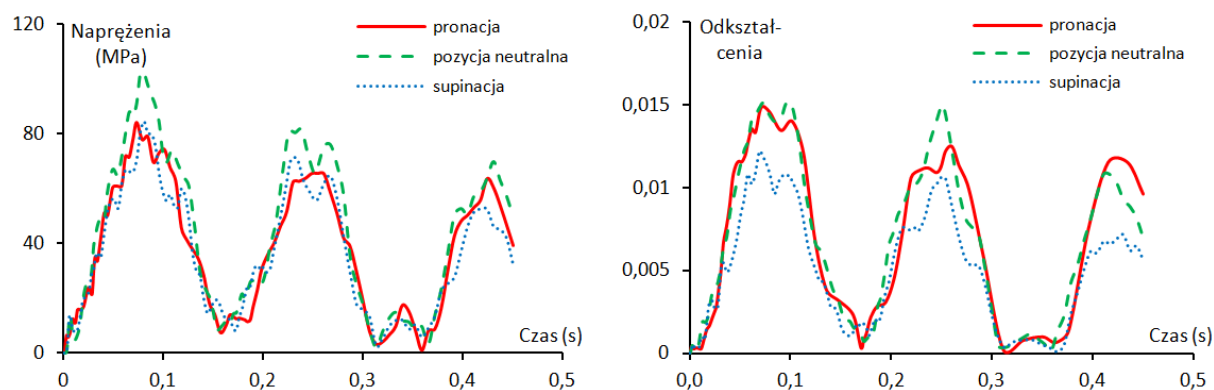
Na rys. 9 przedstawiono przebiegi czasowe maksymalnych wartości naprężeń i odkształceń dla różnych konfiguracji kości przedramienia. Wspomniane wartości maksymalne występują w chwili czasowej około 0,07 - 0,08 s i nie pokrywają się dokładnie z występowaniem maksimum siły obciążającej. Różnice te wynikają z bezwładności rozważanego układu biomechanicznego, a więc opóźnienia pojawienia się naprężeń i odkształceń po zadaniu impulsowej siły obciążającej.



Rys.7. Maksymalne naprężenia w rejonie dalszej nasady kości promieniowej dla różnych konfiguracji kości przedramienia



Rys.8. Maksymalne odkształcenia w rejonie dalszej nasady kości promieniowej dla różnych konfiguracji kości przedramienia



Rys.9. Przebiegi czasowe maksymalnych wartości naprężeń i odkształceń dla różnych konfiguracji kości przedramienia

4. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

W pracy przedstawiono model numeryczny kończyny górnej człowieka uwzględniający wszystkie trzy kości długie. W celu zapewnienia ich wzajemnego połączenia wprowadzono kontakt typu *bonded* w stawie łokciowym oraz nadgarstkowym. Anatomiczne połączenie kości promieniowej oraz łokciowej błoną międzykostną przedramienia zamodelowano przy użyciu sprężyn z tłumieniem. Analizę dynamiczną przeprowadzono dla różnych konfiguracji kości przedramienia. Do oceny zachowania się kości poddanych zadanemu obciążeniu zastosowano kryterium naprężeń zredukowanych obliczonych wg hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego oraz kryterium maksymalnych odkształceń.

Przeprowadzone badania wykazały, że dla pronacji będącej najbardziej typową konfiguracją kości przedramienia podczas upadku do przodu, najbardziej narażona na złamanie jest kość promieniowa. Wykazano także, że kryterium maksymalnych odkształceń może być bardziej przydatne do przewidywania potencjalnych miejsc złamań kości kończyny niż kryterium wyęźnieniowe naprężeń zredukowanych. Oszacowane miejsca ewentualnych złamań kości zgadzają się jakościowo z innymi wynikami prezentowanymi w literaturze.

Przyjęte w pracy pewne ograniczenia modelu nie pozwalają w pełni pokazać mechaniki powstawania urazów poszczególnych kości kończyn górnych podczas upadku. W artykule wskazano jednak kierunki dalszego rozwoju przedstawionego modelu numerycznego całej kończyny i prowadzonych przy jego użyciu badań. Przyszłe ulepszenia przedstawionego modelu powinny dotyczyć przede wszystkim jego rozbudowy uwzględniającej działanie mięśni stawu łokciowego, a także warunki brzegowe i obciążenia dokładniej odpowiadające rzeczywistym upadkom, co prowadziłoby do lepszego zrozumienia mechaniki powstawania urazów kończyny górnej.

Podziękowanie: Praca współfinansowana przez Narodowe Centrum Nauki w ramach grantu OPUS 9 nr 2015/17/B/ST8/01700 przyznanego na lata 2016-2018.

LITERATURA

- [1] Bhatia V.A., Edwards W.B., Troy K.L.: Predicting surface strains at the human distal radius during an in vivo loading task - finite element model validation and application, *Journal of Biomechanics*, vol. 47, 2014, p.2759-2765.
- [2] Bosisio M.R., Talmant M., Skalli W., Laugier P., Mitton D.: Apparent Young's modulus of human radius using inverse finite-element method, *Journal of Biomechanics*, vol. 40, 2007, p.2022-2028.
- [3] DeGoede K.M., Ashton-Miller J.A.: Biomechanical simulations of forward fall arrests: effects of upper extremity arrest strategy, gender and aging-related declines in muscle strength, *Journal of Biomechanics*, vol. 36, 2003, p.413-420.
- [4] Edwards W.B., Troy K.L.: Finite element prediction of surface strain and fracture strength at the distal radius, *Medical Engineering & Physics*, vol. 34, 2012, p.290-298.
- [5] Johnell O., Kannis J.A.: An estimate of the worldwide prevalence and disability associated with osteoporotic fractures, *Osteoporosis International*, vol. 17, 2006, p.1726-1733.
- [6] Kim K-J., Ashton-Miller J.A.: Segmental dynamics of forward fall arrests: A system identification approach, *Clinical Biomechanics*, vol. 24, 2009, p.348-354.
- [7] Kim S., Miller M.C.: Validation of a finite element humeroradial joint model of contact pressure using Fuji pressure sensitive film, *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 138, 2016, p.014501-1 - 014501-4.

- [8] Lui-Ambrose T., Eng J.J., Khan K.M., Carter N.D., McKay H.A.: Older women with osteoporosis have increased postural sway and weaker quadriceps strength than counterparts with normal bone mass: overlooked determinants of fracture risk?, *Journal of Gerontology*, vol. 58, 2003, p.862-866.
- [9] Morgan E.F., Bayraktar H.H., Keaveny T.M.: Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site, *Journal of Biomechanics*, vol. 36, 2003, p.897-904.
- [10] Neuert M.A.C., Austman R.L., Dunning C.E.: The comparison of density-elastic modulus equations for the distal ulna at multiple forearm positions: a finite element study, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 15, 2013, p.37-43.
- [11] Pfaeffle H.J., Fischer K.J., Srinivasa A., Manson T., Woo S.L-Y., Tomaino M.: A model of stress and strain in the interosseous ligament of the forearm based on fiber network theory, *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 128, 2006, p.725-732.
- [12] Rho J.Y., Hobatho M.C., Ashman R.B.: Relations of mechanical properties to density and CT number in human bone, *Medical Engineering & Physics*, vol. 17, 1995, p.347-355.
- [13] Troy K.L., Grabiner M.D.: Off-axis loads cause failure of the distal radius at lower magnitudes than axial loads: A finite element analysis, *Journal of Biomechanics*, vol. 40, 2007, p.1670-1675.
- [14] Turner C.H.: Biomechanics of bone: determinants of skeletal fragility and bone quality, *Osteoporosis International*, vol. 13, 2002, p.97-104.
- [15] Ural A.: Cohesive modeling of bone fracture at multiple scales, *Procedia Engineering*, vol. 10, 2011, p.2827-2832.
- [16] Varga P., Baumbach S., Pahr D., Zysset P.K.: Validation of an anatomy specific finite element model of Colles' fracture, *Journal of Biomechanics*, vol. 42, 2009, p.1726-1731.
- [17] Wirtz D.C., Schiffers N., Pandorf T., Radermacher K., Weichert D., Forst R.: Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur, *Journal of Biomechanics*, vol. 33, 2000, p.1325-1330.
- [18] Zapata E., Follet H., Mitton D.: Homogeneous and heterogeneous finite element models to predict radius bone strength in forward fall configuration, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 18, 2015, p.2084-2085.

NUMERICAL MODEL OF THE HUMAN UPPER EXTREMITY AND ITS ANALYSIS RELATED TO FORWARD FALL

Abstract: The paper presents numerical model of the human upper extremity useful for the analysis of the upper extremity bones fracture risk during the falling process in a forward direction. Unlike previous models met in literature, the proposed in this paper model considers all three main upper extremity bones connected in the elbow and wrist joints by the *bonded* type contact as one complex biomechanical system. Transient analysis has been carried out for different forearm configurations by using two strength criteria to estimate possible sites of upper extremity bone fractures.

**Gabriela CHWALIK¹, Magdalena KROMKA-SZYDEK¹,
Zygmunt DZIECHCIOWSKI²**

¹Instituto Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska

²Instituto Konstrukcji Maszyn, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska

WPLYW RODZAJU PODŁOŻA ORAZ ZMIANY ŚRODKA CIĘŻKOŚCI UŻYTKOWNIKA NA KOMFORT JAZDY WÓZKIEM INWALIDZKIM

Streszczenie: Celem pracy była ocena komfortu jazdy użytkownika uniwersalnego wózka inwalidzkiego. Dokonano oceny ryzyka związanego z krótkotrwałym działaniem drgań mechanicznych na osobę znajdującą się na wózku w zależności od rodzaju nawierzchni, po której się poruszała (badanie przeprowadzono na 13 różnych nawierzchniach). Przeanalizowano również wpływ zmiany środka ciężkości osoby na wózku, jaki ma miejsce przy zmianie postawy w trakcie jazdy czynnej i biernej.

Słowa kluczowe: wózek inwalidzki, drgania ogólne

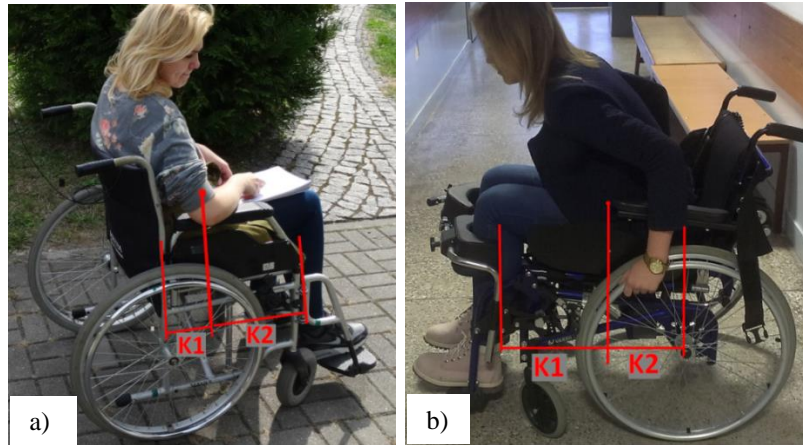
1. WSTĘP

Adaptacja do życia osób z niepełnosprawnością ruchową jest możliwa m. in. dzięki wózkom inwalidzkim. Samodzielne poruszanie się poprawia komfort psychiczny osoby niepełnosprawnej i zapewnia poczucie użyteczności społecznej oraz możliwość uprawiania sportu [1,2]. Poruszanie na wózku nie powinno powodować dyskomfortu, a lokomocja nie może wymagać dużego nakładu sił od użytkownika. Mimo iż prowadzone są liczne badania odnośnie wózków inwalidzkich, komfort użytkowania w procesie jazdy w badaniach tego typu jest pomijany.

Wpływ na użytkowanie wózka ma nie tylko odpowiedni dobór jego wymiarów, ale także odczuwanie drgań podczas jazdy. Drgania ogólne mogą niekorzystnie wpływać na organizm ludzki. Mogą one m. in. wywoływać bóle pleców (narażony jest zwłaszcza odcinek lędźwiowy kręgosłupa) oraz powodować szybsze odczucie zmęczenia przez użytkownika. W przypadku jazdy na wózku inwalidzkim drgania ogólne przechodzą z podnóżka na stopy i kończyny dolne użytkownika, a także transmitowane są do wnętrza organizmu człowieka z siedziska przed miednicę, a następnie kręgosłup [1,3]. Najbardziej niebezpieczne są drgania o częstotliwościach w zakresie od 1 do kilkunastu Hz. Długotrwałe narażenie organizmu na działanie drgań może powodować trwałe zmiany w układzie kostno-stawowym oraz doprowadzić do zaburzenia krążenia, wzmożonego drżenia kończyn oraz różnie umiejscowionego bólu [4]. Grupą szczególnie narażoną w tym zakresie są kobiety w ciąży. Odczuwanie drgań uzależnione jest od indywidualnych cech człowieka, takich jak wiek, wzrost, masa, pobudliwość nerwowa. Ważna jest również pozycja odbioru drgań, czego dowodem są uzyskane na podstawie badań różne progi odczuwalności drgań w zależności od kierunku działania i pozycji odbioru drgań [1].

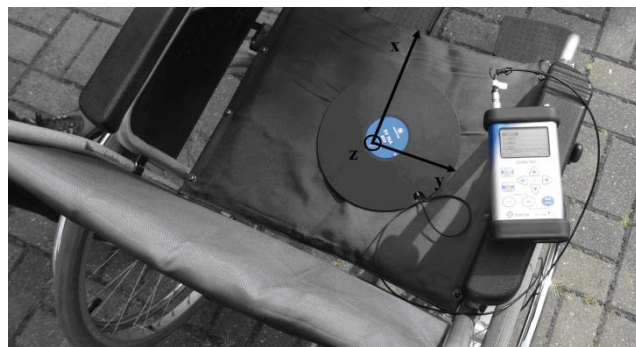
2. METODYKA BADAŃ

Celem pracy było określenie wpływu wybranych czynników, takich jak rodzaj nawierzchni, po której poruszał się wózek oraz zmiana położenia środka ciężkości użytkownika wózka. Zmiana położenia środka ciężkości ma miejsce w czasie jazdy aktywnej i pasywnej (rys.1) na komfort jazdy użytkownika uniwersalnego wózka inwalidzkiego.



Rys.1. Zmiana lokalizacji środka ciężkości w zależności od pochylecia użytkownika wózka; K1 i K2 – odległości od środka ciężkości do osi kół jezdnych

W badaniu wzięły udział dwie kobiety w wieku 22 lat. Różnica mas ciała badanych, jak i ich wzrostu nie przekraczały 10 %. Pomiar przeprowadzono na składanym, uniwersalnym wózku inwalidzkim firmy Meyra model Budget 9.050. W badaniu użyto miernika drgań SVAN 958, wraz z dyskiem do pomiaru drgań ogólnych SVANTEK SV 39A. Dysk pomiarowy z czujnikiem trójosiowym ustawiono na środku siedziska. Oś X czujnika drgań ustawiono zgodnie z kierunkiem ruchu, oś Y prostopadle do podłokietników, a oś Z prostopadle do siedziska (rys.2). W trakcie badań rejestrowano zmiany wartości skutecznej przyspieszenia drgań a_{RMS} w pasmach tercjowych z zakresu od 0,8 – 100 Hz.



Rys.2. Orientacja kierunków drgań względem wózka inwalidzkiego

Pomiaru dokonano na 13 różnych nawierzchniach, które znajdują się na terenie kampusu Wydziału Mechanicznego Politechniki Krakowskiej (rys.3). W ramach badania przeprowadzono dwie próby: przejazd w pozycji pasywnej (wózek popychany był przez osobę drugą) oraz w pozycji aktywnej (wózek poruszany samodzielnie przez użytkownika). Podczas pomiaru utrzymywano prędkość w zakresie od 1–1,2 m/s. Dla każdego przejazdu (rodzaju nawierzchni) wyznaczono charakterystykę amplitudowo-częstotliwościową, a wyniki pomiarów odniesiono do: kryterium krotności przekroczenia wartości skorygowanej drgań k_a zgodnie z PN-N-18002 [6], granicy percepcji drganiowej zgodnie z kryterium Morioka&Griffin [5] oraz do granicy komfortu określonej przez normę ISO 2631-1 [7].



Rys.3. Typy nawierzchni wykorzystanych w badaniach: N1-kostka 6-ciokątna, N2-asfalt na ścieżce rowerowej, N3-asfalt drogowy, N4-kostka granitowa, N5-kostka brukowa 60×60, N6-kostka brukowa 50×50, N7-kostka brukowa „kość”, N8-płytki terakotowe kwadratowe, N9-płytki terakotowe prostokątne, N10-kostka brukowa przystanek tramwajowy, N11-kostka brukowa mozaika, N12-kostka brukowa zjeżdźcie dla osób niepełnosprawnych, N13-kostka brukowa kwadratowa 7×7

3. WYNIKI

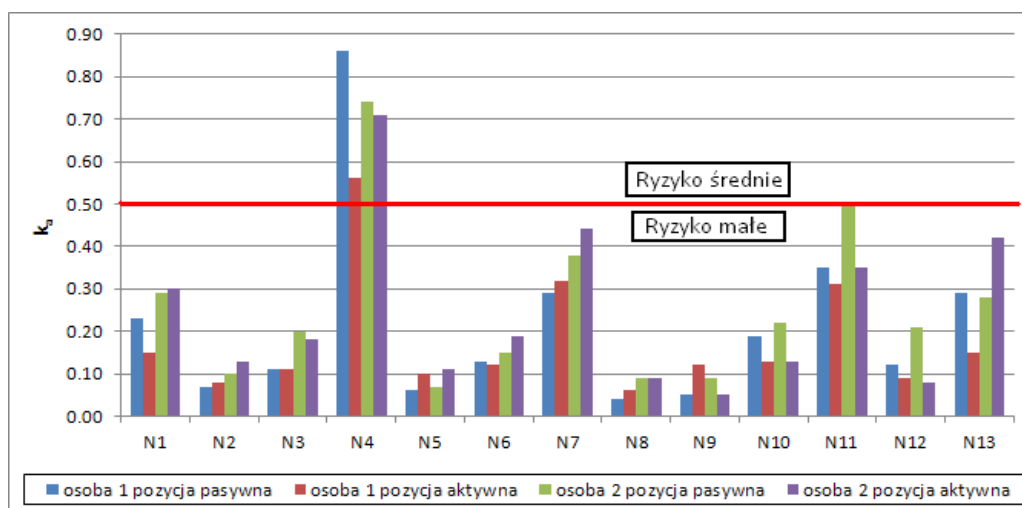
Na podstawie otrzymanych wyników określono skorygowaną wartość przyspieszenia dla drgań w poszczególnych kierunkach ($a_{skor\ x}$, $a_{skor\ y}$, $a_{skor\ z}$), i na tej podstawie obliczono krotność przekroczenia wartości dopuszczalnej k_a zgodnie ze wzorem

$$k_a = \frac{a_{skor}}{a_{dop}} \quad (1)$$

gdzie: a_{skor} – maksymalna wartość skorygowana częstotliwościowo przyspieszenia drgań, [m/s^2], a_{dop} – wartość dopuszczalna przyspieszenia zgodna z [8], [m/s^2].

Następnie wykorzystując wytyczne zawarte w [6] określono ryzyko związane z krótkotrwałym działaniem drgań mechanicznych, zgodnie z którymi dla $k_a \leq 0,5$ występuje ryzyko małe, dla $0,5 < k_a \leq 1$ występuje ryzyko średnie i dla $k_a > 1,0$ występuje ryzyko duże Wyniki obliczeń i analiz przedstawiono na rys. 4.

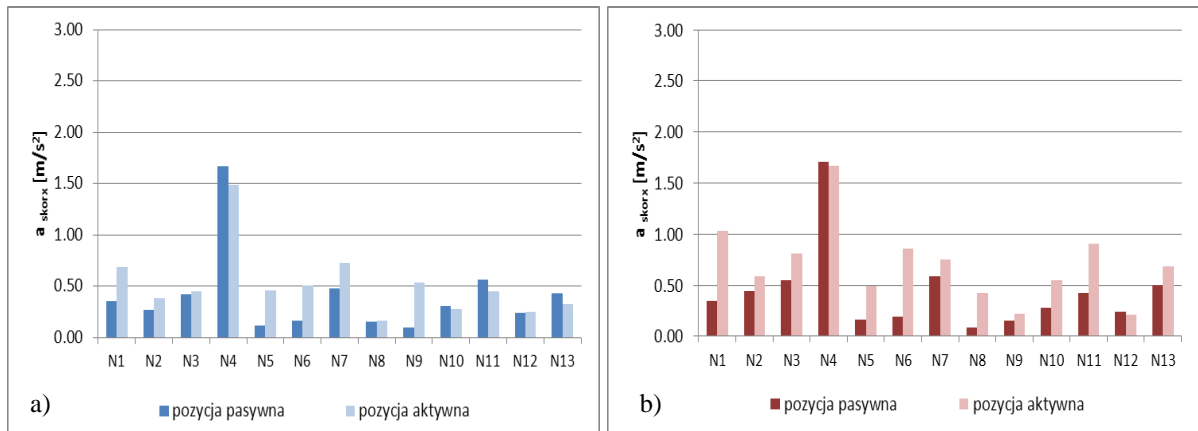
Na rysunkach 5 – 7 przedstawiono wartość skorygowaną przyspieszenia drgań $a_{skor\ x}$, $a_{skor\ y}$, $a_{skor\ z}$ otrzymane z pomiarów na poszczególnych nawierzchni (odpowiednio dla kierunku X, Y i Z), dla przejazdu zarówno pasywnego jak i aktywnego.



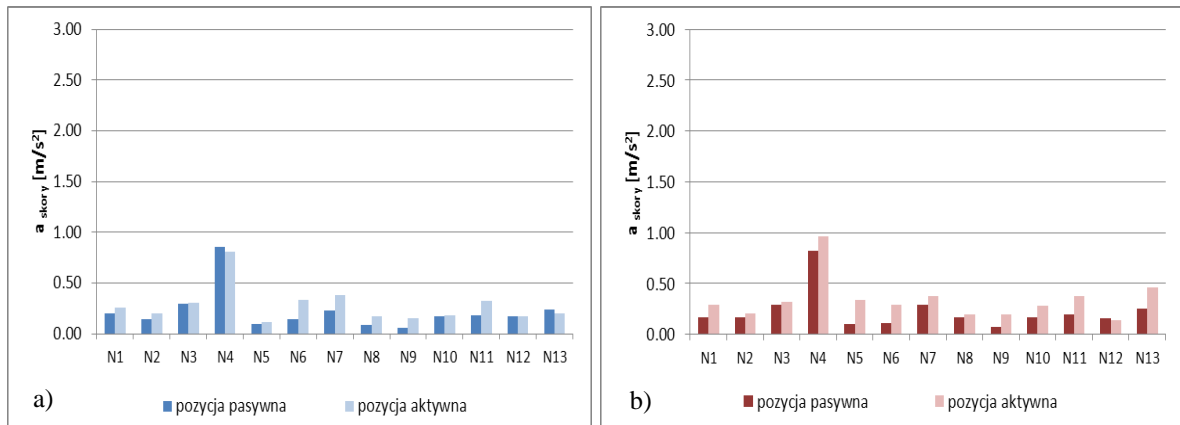
Rys.4. Wartość krotności k_a dla analizowanych nawierzchni

Z uwagi na to, iż najwyższe wartości zanotowano dla przejazdów (zarówno aktywnych jak i pasywnych) po nawierzchni wykonanej z kostki granitowej, przeanalizowano tylko drgania z zakresu do 100 Hz. Tam występują najwyższe wartości przekroczenia drgań. Do tego zakresu odnoszą się również wybrane kryteria oceny zawarte w [5] i [7]. Otrzymane wyniki

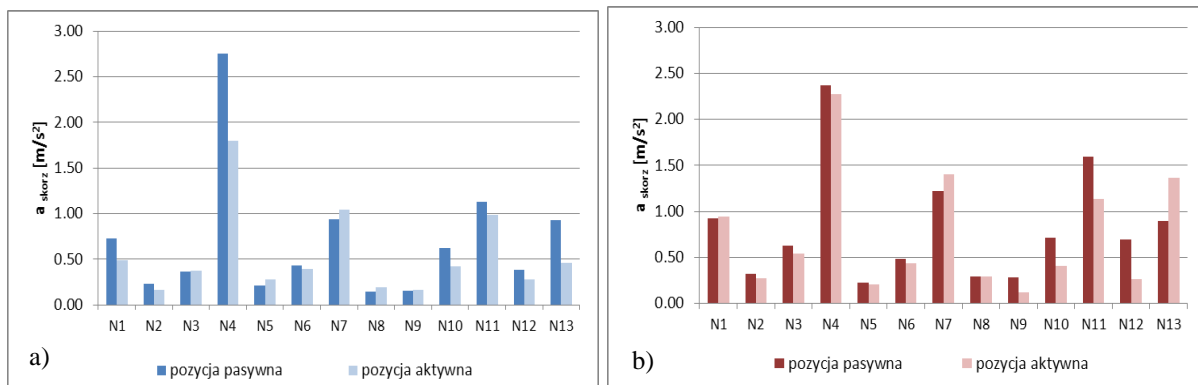
porównano z kryterium progu odczuwania drgań wg Morioka&Griffin [5] oraz normą ISO 2631-1 [7], co dało możliwość sprawdzenia o ile otrzymane wartości przekroczenia przekraczają próg percepcji drganiowej i krzywą komfortu drganiowego. Wyniki analizy pokazano na rys. 8 i 9.



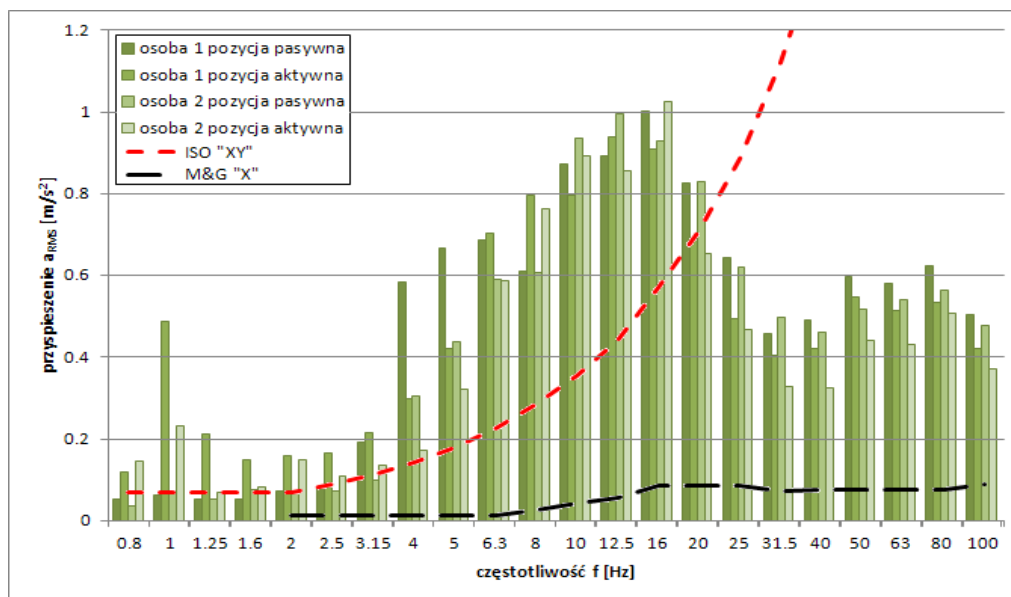
Rys.5. Charakterystyka amplitudowo-częstotliwościowa w kierunku osi x dla: a) osoby 1, b) osoby 2



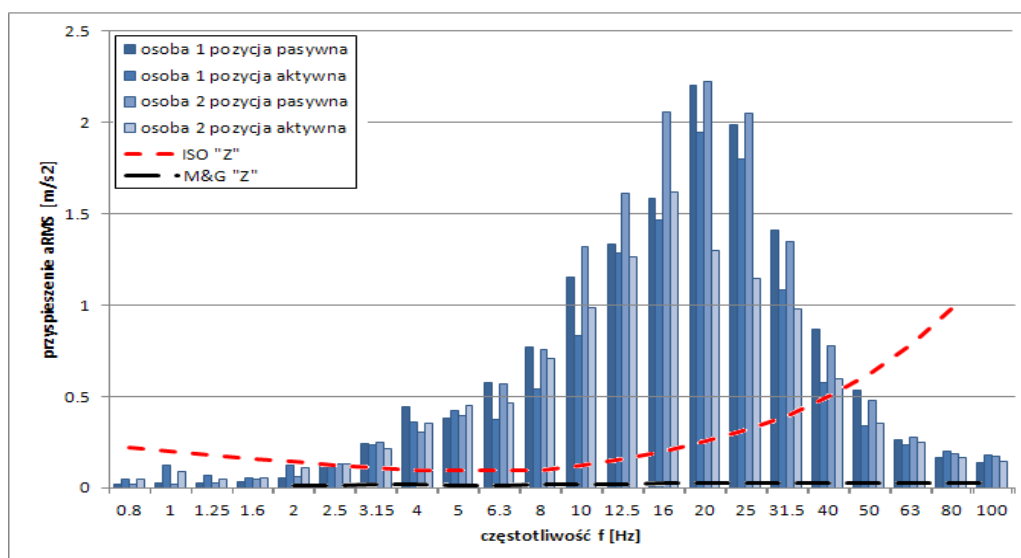
Rys.6. Charakterystyka amplitudowo-częstotliwościowa w kierunku osi y dla: a) osoby 1, b) osoby 2



Rys.7. Charakterystyka amplitudowo-częstotliwościowa w kierunku osi z dla: a) osoby 1, b) osoby 2



Rys.8. Charakterystyka amplitudowo-częstotliwościowa dla osi X, dla przejazdu po kostce granitowej



Rys.9. Charakterystyka amplitudowo-częstotliwościowa dla osi Z, dla przejazdu po kostce granitowej

4. WNIOSKI

Na wartość przyspieszenia drgań odbieranych przez użytkownika wózka inwalidzkiego ma wpływ rodzaj nawierzchni, zarówno jej chropowatość jak i sposób łączenia elementów wchodzących w ich skład (tj. płyt, kostki). Przejazdy po płytkach terakotowych kwadratowych o małej chropowatości osiągają niższe wartości skutecznego przyspieszenia drgań niż przejazdy po kostce brukowej kwadratowej o tych samych wymiarach.

Zgodnie z oceną ryzyka wg normy PN-EN-18002, dla przejazdów po większości nawierzchni na terenie Kampusu WM PK ryzyko związane z krótkotrwałym działaniem drgań mechanicznych oceniono jako małe. Tylko w przypadku przejazdu po kostce granitowej występuje ryzyko średnie. Ten typ nawierzchni może okazać się szczególnie uciążliwy, a nawet niebezpieczny, dla osób niepełnoletnich oraz kobiet w ciąży.

Mimo, iż wyniki mieszczą się w zakresie wartości dopuszczalnych, należy zauważyć, że został przekroczony próg percepcji drganiowej człowieka, a także w pewnych zakresach pasm

tercjowych (dla osi X od 0,8 do 20 [Hz], a dla osi Z od 2,5 do 50 [Hz]) granica komfortu. Może to powodować szybsze męczenie się osoby na wózku, a przy długotrwałym użytkowaniu, bóle kręgosłupa.

Wpływ na wartość drgań ma również sposób poruszania się użytkownika na wózku (jazda pasywna i aktywna). W większości przypadków zaobserwowano wzrost wartości skutecznej przyspieszenia drgań wraz ze zmianą pozycji z pasywnej na aktywną, a więc wraz ze zmianą położenia środka ciężkości. Tylko dla przejazdu po kostce brukowej tendencja jest odwrotna. Nasuwa to spostrzeżenie, iż w przypadku poruszania się po „trudnych” nawierzchniach (tzn. wszędzie tam, gdzie powierzchnia jest bardzo nierówna, gdzie np. występują duże odległości pomiędzy elementami tworzącymi nawierzchnię w porównaniu ze średnicą koła wózka) korzystniejszy jest samodzielny sposób poruszania się osoby na wózku.

Duży wpływ na absorbowanie drgań mechanicznych ma konstrukcja ramy wózka. W kolejnych badaniach należałoby uwzględnić ilościowy wpływ typu wózka (uniwersalny, aktywny, elektryczny) oraz materiału, z którego została wykonana rama na wartość drgań mechanicznych.

THE INFLUENCE OF THE ROAD PAVEMENT TYPE AND USER'S GRAVITY CENTER ON THE WHEELCHAIR DRIVING COMFORT

Abstract: This study examined the effect of changes the centre of gravity and road surface types on using of a wheelchair. Users comfort, while using wheelchair, was specified during vibration measurement tests. The vibration was measured in each of three axes. For the purpose of this thesis the universal folding wheelchair Budget 9.050 of Meyra company was used. The measurements were performed on 13 different surfaces. Each test was executed twice for two different positions of wheelchair's user. In the first test, user was sitting on a wheelchair and was pushed by the operator. In the second attempt, user was driving wheelchair by himself.

LITERATURA

- [1] Sydor M., Wybór i eksploatacja wózka inwalidzkiego, Wydawnictwo Akademii Rolniczej im. Augusta Cieszkowskiego, Poznań, 2003.
- [2] Tejszerska D., Głogowski B., Guzik-Kopyto A., Projekt sportowego wózka inwalidzkiego, Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 4/2010, s.219-224.
- [3] Sydor M., Zabłocki M., Wybrane problemy doboru i konfiguracji wózka inwalidzkiego z napędem ręcznym, Fizjoterapia Polska, 2006; vol. 2, s.172-177.
- [4] Engel Z, Ochrona środowiska przed drganiem i hałasem, Wydawnictwo Naukowe PWN, wydanie drugie poprawione i uaktualnione, Warszawa, 2001.
- [5] Morioka M., Griffin M.J., Absolute thresholds for the perception of fore-and-aft, lateral, and vertical vibration at the hand, the seat, and the foot, Journal of Sound and Vibration, 2008, vol. 314, p. 357-370, doi:10.1016/j.jsv.2007.12.036.
- [6] PN-N-18002, System zarządzania bezpieczeństwem i higieną pracy. Ogólne wytyczne do oceny ryzyka zawodowego, 2011.
- [7] ISO 2631-1: Mechanical vibration and shock—evaluation of human exposure to whole-body vibration—Part 1: General Requirements. International Organization for Standardization, 1997, Geneva.
- [8] Rozporządzenie Ministra Pracy i Polityki Społecznej z dnia 6 czerwca 2014 r. w sprawie najwyższych dopuszczalnych stężeń i natężeń czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy (Dz.U. 2014 poz. 817).

Agata GUZIK-KOPYTO¹, Marta REICH², Andrzej BIENIEK¹

¹Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

²Studenckie Koło Naukowe Biomechatroniki „BIOKREATYWNI”

ANALIZA ZAKRESU RUCHÓW W STAWACH KOŃCZYNY GÓRNEJ PODCZAS SWINGU GOLFOWEGO Z WYKORZYSTANIEM URZĄDZENIA KINECT ORAZ W WARUNKACH RZECZYWISTYCH - BADANIA PILOTAŻOWE

Streszczenie: Golf to dyscyplina sportu, wymagająca od gracza bardzo dużej precyzji. Celem niniejszej pracy była analiza kinematyki kończyny górnej podczas swingu golfowego w warunkach rzeczywistych oraz z wykorzystaniem urządzenia Kinect. Pilotażowe badania doświadczalne przeprowadzono na jednej osobie, która wykonywała swing golfowy 10 razy w każdym etapie badań. Po przeprowadzeniu analizy kinematycznej zaobserwowano porównywalne wyniki dla obydwu etapów przeprowadzonych badań. Największą ruchomość podczas wykonywania swingu golfowego zaobserwowano w stawie łokciowym.

Słowa kluczowe: golf, wirtualna rzeczywistość, Kinect, kinematyka swingu golfowego

1. WSTĘP

Golf to dyscyplina sportowa, która zobowiązuje gracza do przyjęcia odpowiedniej postawy ciała oraz doboru siły podczas wykonania złożonych ściśle określonych ruchów. Z tych względów staje się częstym tematem badań biomechanicznych [5,8,9]. Golf to gra, która z reguły odbywa się bez udziału sędziego czy arbitra. Zależy więc ona od lojalności przeciwnika, jego szacunku do drugiego gracza oraz sportowej postawy. Polega na sprowadzeniu piłeczki do dołka w jak najmniejszej liczbie uderzeń za pomocą kija golfowego [13]. Pełen swing golfowy składa się z kilku faz (Rys.1): *setup*, *takeaway*, *backswing*, *downswing* oraz *follow through*.



Rys.1. Fazy swingu golfowego [14]

Podczas wykonywania swingu golfowego bardzo ważne jest przyjęcie odpowiedniej postawy ciała – *setup*, która stanowi pierwszy etap pełnego swingu golfowego. Prawidłowa postawa zawodnika to taka, w której stopy rozstawione są na szerokość ramion, a palce stóp skierowane są na zewnątrz. Ciężar ciała powinien być rozmieszczony równomiernie na dwie stopy, kończyny dolne należy lekko ugiąć w stawie kolanowym, aby uzyskać prawidłową rotację. Plecy w prawidłowej postawie należy utrzymać wyprostowane, łopatki należy ściągnąć do tyłu i lekko pochylić się w przód. Głowa wraz z szyją i ramionami powinna być rozluźniona [14]. Hume i współ. [5] w swojej pracy przedstawili jak chwyt kija golfowego wpływa na szybkość i dokładność uderzenia. Drugi etap to *takeaway*. Polega on na odprowadzeniu całym ciałem (ręce, barki, tułów) kija od piłki. Następnie rozpoczyna się faza *backswing*. Celem tej fazy jest doprowadzenie kija maksymalnie w prawo, w górę (dla graczy praworęcznych) oraz w lewo w górę (dla graczy leworęcznych). Koniec rączki kija powinien przyjąć pozycję równoległą do ziemi (dla graczy elastycznych) lub niepełną równoległą (dla graczy mniej elastycznych). Czwarty etap to *downswing*, którego celem jest doprowadzenie kija ze szczytu *backswingu* do kontaktu z piłką, natomiast ostatni etap to *follow through*, gdzie kij powinien w swobodny sposób być prowadzony po łuku, aż do zarzucenia na plecy [1].

Celem pracy była analiza kinematyki kończyny górnej podczas wykonywania swingu golfowego w warunkach rzeczywistych oraz z wykorzystaniem urządzenia Kinect. Badania przeprowadzone w pracy miały charakter pilotażowy.

2. METODYKA BADAŃ

Badania doświadczalne przeprowadzono z wykorzystaniem systemu do analizy ruchu MVN Biomech firmy XSense (wykorzystującym akcelerometrię) oraz kontrolera ruchu Kinect firmy Microsoft. Zastosowany w badaniu kombinezon MVN Biomech - Rys.2, składa się z pasów zapinanych na rzepy, opaski na głowę, rękawiczek oraz zaczepów na obuwiu. W każdym z wymienionych elementów, umiejscowionych w strategicznych miejscach ciała takich jak głowa, kończyna górna (ramiona, ramię, przedramię), kończyna dolna (udo, podudzie), mostek, miednica, dłonie oraz stopy, znajdują się inercyjne czujniki, dzięki którym wyznaczono wielkości kinematyczne.

Czujnik ruchu konsoli Xbox 360 firmy Microsoft pozwala na odwzorowanie ruchów ciała człowieka i przedstawienie ich w przestrzeni trójwymiarowej. Zasada działania Kinect'a opiera się na technice Motion Capture. Ruch gracza jest przechwytywany w trójwymiarowej przestrzeni i zapisywany w postaci sekwencyjnej. Dzięki temu możliwe jest bardzo dokładne odwzorowanie naturalnych ruchów występujących w czasie gry [12].

Badania doświadczalne obejmowały dwa etapy, pierwszy dotyczył rejestracji swingu golfowego z wykorzystaniem urządzenia Kinect oraz gry "Kinect Sports: Season 2" (etap K – Rys.3), drugi z kolei obejmował wykonanie swingu golfowego w warunkach rzeczywistych z użyciem kija golfowego oraz maty do gry w golfa (etap R - Rys.4). Celem każdego z etapów badania była rejestracja kinematyki podczas wykonywanego swingu golfowego.



Rys.2. Kombinezon MVN Biomech



Rys.3. Etap K

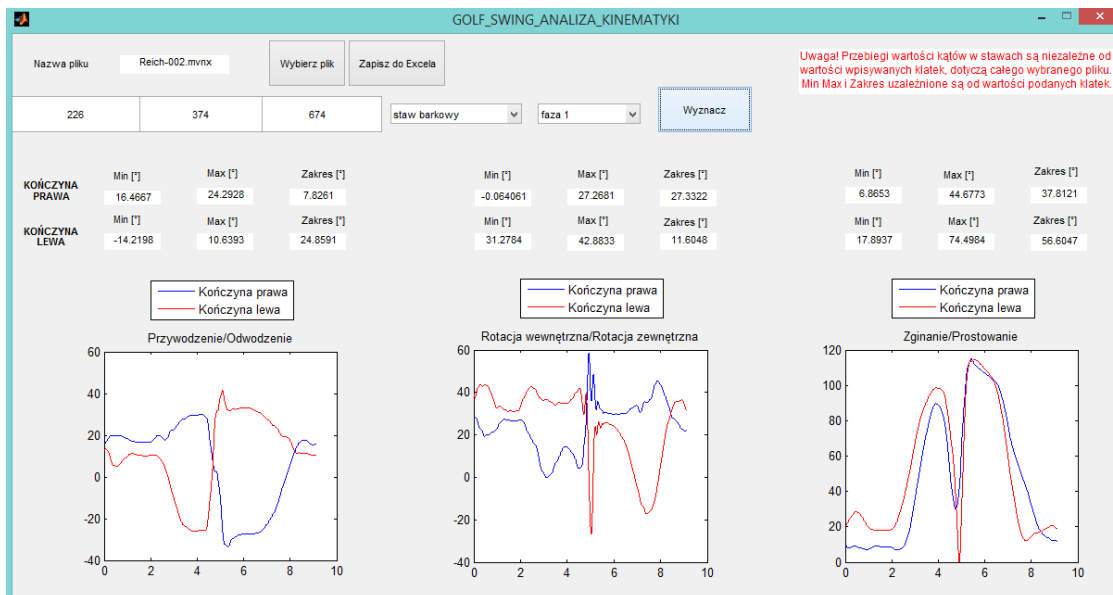


Rys.4. Mata do gry w golfa wykorzystana w badaniach rzeczywistych (etap R)

Do wykonania swingu golfowego konieczny był prawidłowy *setup*, czyli przyjęcie prawidłowej pozycji wyjściowej.

Pilotażowe badania doświadczalne przeprowadzone zostały na jednej osobie. Była to kobieta w wieku 21 lat, o wzroście 168 cm i masie ciała równej 68 kg, bez przebytych kontuzji oraz dysfunkcji aparatu ruchu, aktywna fizycznie, lecz niegrająca zawodowo w golfa.

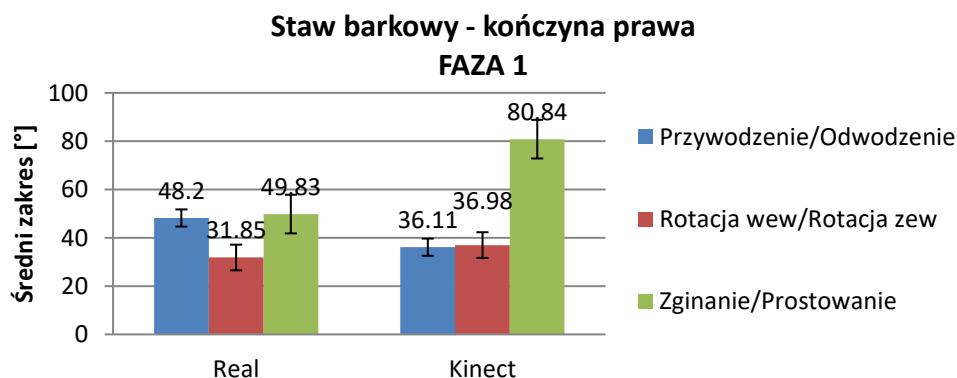
Badana osoba wykonywała swing golfowy 10 razy w każdym etapie badań. Określenie zakresu ruchu w stawach kończyny górnej umożliwiła autorska aplikacja opracowana w środowisku Matlab, która pozwala na uzyskanie informacji o ruchomości stawów kończyny górnej, tj. stawu barkowego, łokciowego oraz nadgarstkowego. W stawie barkowym analizowane były ruchy przywodzenia i odwodzenia, rotacji wewnętrznej i rotacji zewnętrznej oraz zginania i prostowania. W stawie łokciowym analizowane były ruchy zginania i prostowania oraz supinacji i pronacji, natomiast w stawie nadgarstkowym analizie poddano ruchy zginania dłoniowego i zginania grzbietowego, a także odwodzenia promieniowego i odwodzenia łokciowego. Działanie aplikacji opiera się na generowaniu wykresów wartości kątów w stawach kończyny górnej w momencie wykonywania różnych ruchów oraz wyznaczeniu minimum i maksimum tych kątów, a następnie całkowitego zakresu ruchu w danym stawie (Rys. 5).



Rys. 5. Przykładowa analiza kinematyczna swingu golfowego dla stawu barkowego w fazie 1

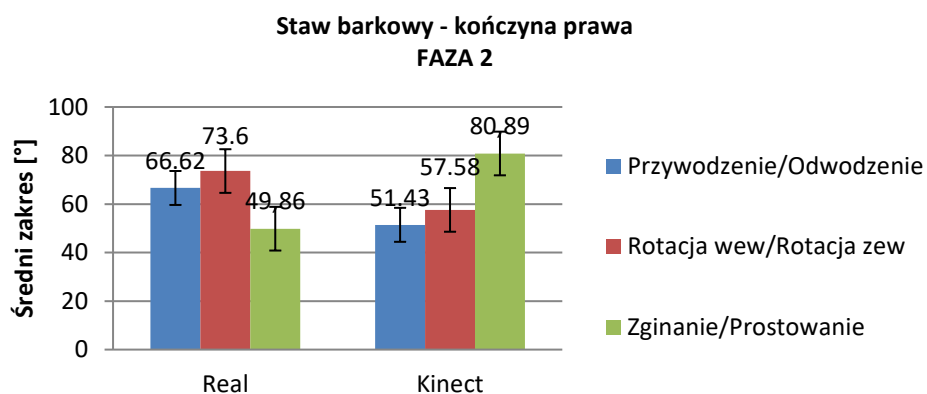
3. PREZENTACJA WYNIKÓW

Przeprowadzone pomiary kinematyki podczas wykonywania swingu golfowego, pozwoliły na wyznaczenie zakresów ruchu w stawach kończyny górnej: barkowym, łokciowym i nadgarstkowym. Analizie poddano dwie fazy ruchu swingu golfowego, faza 1 polegała na ruchu kończyny górnej od pozycji wyjściowej (faza *setup*) do osiągnięcia maksymalnego jej uniesienia w płaszczyźnie czołowej (faza *backswing*). Faza 2 z kolei dotyczyła zakresu ruchu od fazy *backswing* do kończącej swing golfowy fazy *follow through*.

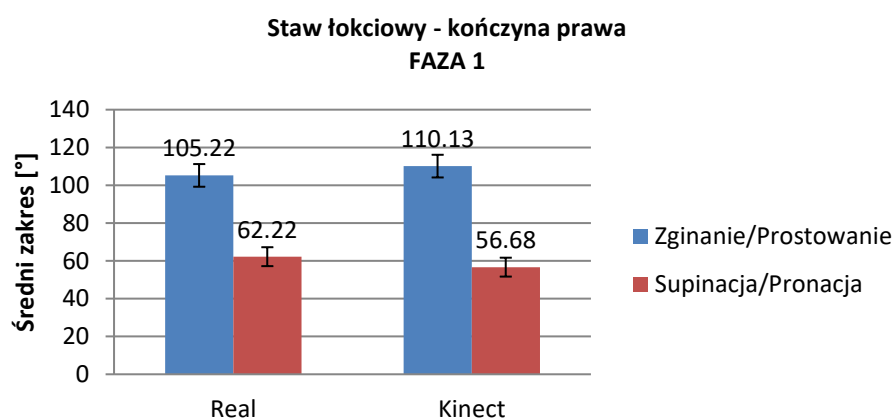


Rys. 6. Średni zakres ruchomości stawu barkowego kończyny prawej w fazie 1

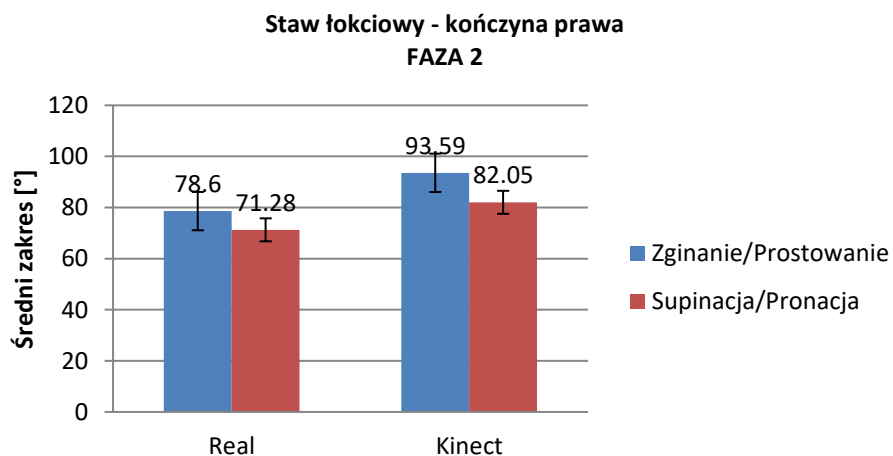
Na prezentowanych wykresach (Rys. 6 - Rys. 11) zakresy ruchów w poszczególnych stawach kończyny górnej uzyskanych dla warunków rzeczywistych (Real) i symulacji ruchu z wykorzystaniem urządzenia Kinect.



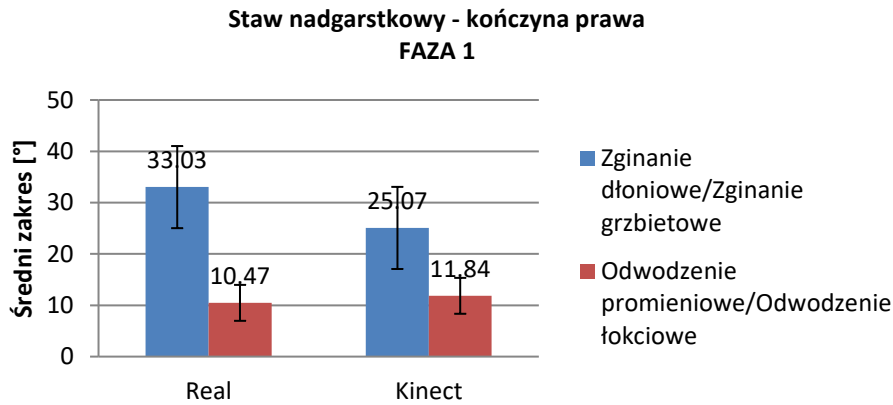
Rys.7. Średni zakres ruchomości stawu barkowego kończyny prawej w fazie 2



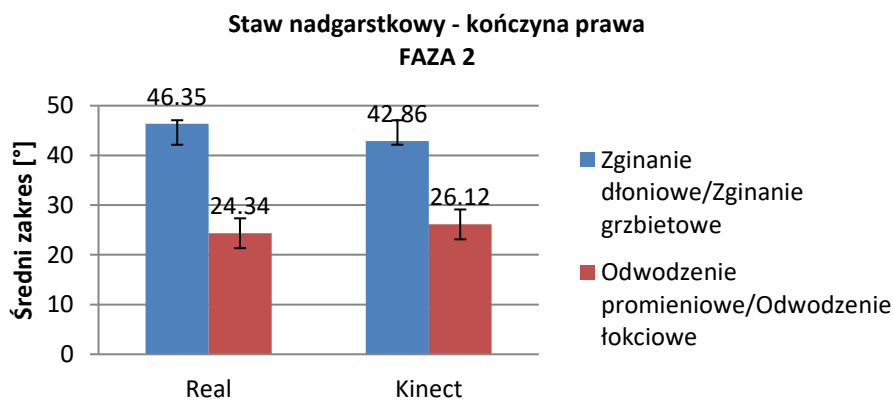
Rys.8. Średni zakres ruchomości stawu łokciowego kończyny prawej w fazie 1



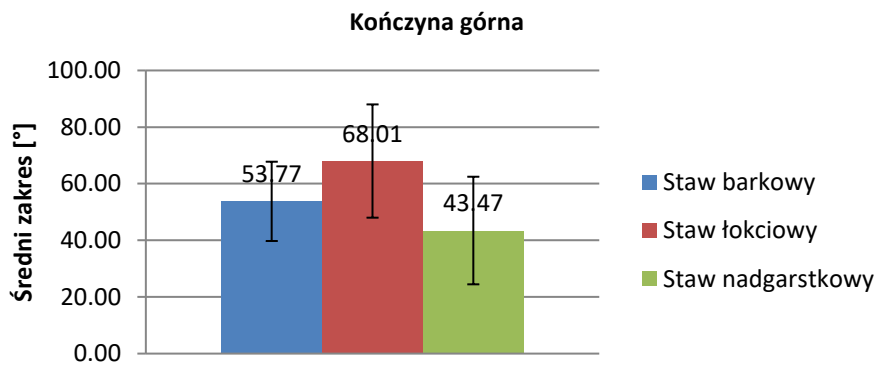
Rys.9. Średni zakres ruchomości stawu łokciowego kończyny prawej w fazie 2



Rys.10. Średni zakres ruchomości stawu nadgarstkowego kończyny prawej w fazie 1



Rys.11. Średni zakres ruchomości stawu nadgarstkowego kończyny prawej w fazie 2



Rys.12. Porównanie średnich zakresów ruchu dla wszystkich stawów kończyny górnej

4. PODSUMOWANIE

Golf to gra, która wymaga dużego doświadczenia ze strony gracza, jak i bardzo dobrej techniki. Odpowiednio dobrany trening wspomaga nie tylko skuteczność i dokładność uderzeń, ale także zwiększa komfort psychiczny gracza. Obecnie, systemy do analizy ruchu

mają szerokie zastosowanie zarówno do monitorowania stanu zdrowia, badań dotyczących aktywności fizycznej, jak również szeroko rozumianych badań biomechanicznych [1,3,4,6,7,8,10]. Kinematyka swingu golfowego jest częstym obiektem zainteresowań naukowców, ze względu na popularność gry w golfa zarówno w stopniu amatorskim jak i zawodowym. Noiunkar [9] wraz z zespołem wykorzystał system MOCAP bazujący na technice *motion capture* w celu sprawdzenia stopnia odwzorowania ruchów podczas wykonywania swingu golfowego. W badaniu wykorzystano system optyczny, którego działanie opiera się na zasadzie światła odbitego od markerów przypiętych do osoby badanej oraz umiejscowionych na kiju golfowym. Na podstawie pozyskanych obrazów oraz odpowiedniej obróbce uzyskano model 3D sylwetki gracza. Następnie przeprowadzono ocenę dokładności i poprawności odwzorowania ruchów na podstawie 5-cio stopniowej skali. Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, iż optyczny system MOCAP w umiarkowany sposób odzwierciedla model rzeczywisty osoby badanej, nie jest to jednak ruch w pełni naturalny [9]. Wartości uzyskanych kątów oraz prędkości kątowych podczas wykonywania swingu golfowego stały się przedmiotem badań Ueda i współ [11]. W badaniu wykorzystano system DLT (Direct Linear Transformation), którego działanie opiera się na pomiarze światła odbitego od markerów umiejscowionych na kiju golfowym, a następnie jego analizie za pomocą transformacji liniowej. Uzyskane wartości porównane zostały z danymi pochodzącymi z systemu VICON, które zostały uznane jako wartości referencyjne. Na podstawie analizy porównawczej stwierdzono, iż odwzorowanie ruchów było w dużym stopniu dokładne [11].

W niniejszej pracy również wykorzystano system do analizy ruchu podczas badania kinematyki kończyn górnych w trakcie wykonywania swingu golfowego. Na podstawie przeprowadzonych analiz, odnotowano, iż największy zakres ruchu stawu barkowego kończyny prawej w fazie 1 dotyczy zginania i prostowania (Rys. 6), natomiast w fazie 2 jest to uzależnione od warunków badania (etap R i K) - Rys. 7. Staw łokciowy, natomiast, posiada największą ruchomość przy wykonywaniu ruchów zginania oraz prostowania (Rys. 8 i Rys. 9), natomiast uzyskane wartości kątowe dla etapów R i K są porównywalne. Staw nadgarstkowy posiada największą ruchomość dla ruchu zginania dłoniowego i grzbietowego. Dla etapów R i K otrzymane wartości są w dużym stopniu zbliżone, natomiast dla fazy 2 wartości te są wyższe niż dla fazy 1 (Rys. 10, Rys. 11). Po przeprowadzeniu analizy kinematycznej zaobserwowano wyższe wartości kątowe dla fazy 2 dla wszystkich stawów kończyny górnej. Największą ruchomość podczas wykonywania swingu golfowego zaobserwowano w stawie łokciowym ($68,01^\circ$), natomiast najmniejszą w stawie nadgarstkowym ($43,47^\circ$) - Rys. 12. W związku z tym, iż przeprowadzone badania miały charakter pilotażowy, w celu uzyskania dokładniejszych wyników, należałoby je przeprowadzić dla większej grupy badanych osób oraz osób grających w golfa.

LITERATURA

- [1] Bereska M., Baryń B., Piecko M., Śmiech M., Michnik R., Guzik-Kopyto A.: Analiza kinematyki kończyny górnej podczas rzutu lotką dart, Aktualne Problemy Biomechaniki, zeszyt nr 8, Zabrze 2014, s.13-16.
- [2] Czupryna K.: Skuteczna gra w golfa. Tom 1: Technika, strategia, nauczanie, trening", Wydawnictwo PZG, 2014.
- [3] Golas K, Król H.: Aktywność bioelektryczna mięśni obręczy barkowej a kinematyka wyciskania sztangi leżąc, Aktualne Problemy Biomechaniki, zeszyt nr 4, Zabrze 2010, s.45-50.

- [4] Guzik A., Michnik R., Rycerski W., The estimation of rehabilitation progress in patients with psychomotor diseases of upper limb based on modeling and experimental research. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 8(2), 2006, p.79-87.
- [5] Hume P., Keogh J., Reid D.: The role of Biomechanics in Maximising Distance and Accuracy of Golf Shots, *Sport Med*, vol 3 (5), 2005, p.429-449.
- [6] Kolahi A. Hoviattalab M., Rezaeian T., Alizadeh M.: Design of a marker - based human motion tracking system, *Biomedical Signal Processing and Control*, vol 2 (1), 2007, p.59-67.
- [7] Mazurkiewicz A., Iwańska D.: Biomechanics of figure skating jump double axel performed in on ice and off ice conditions, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, zeszyt nr 9, Zabrze 2015, s.83-88.
- [8] Nesbit, S. M.: A three dimensional kinematic and kinetic study of the golf swing. *Journal of Sports Science and Medicine* 4, 2005, p.499-519.
- [9] Noiumkar S., Tirakoat S.: Use of Optical Motion Capture in Sports Science: A case study of Golf Swing,” *Proceedings of International Conference on Informatics and Creative Multimedia*, 2013, p.310-315.
- [10] Turner-Stokes L., Reid K.: Three-dimensional motion analysis of upper limb movement in the bowing arm of string-playing musicians, *Clinical Biomechanics*, vol. 14, 1999, p.426- 433.
- [11] Ueda M., Negoro H., Kurihara Y., Watanabe K.: Measurement of Angular Motion in Golf Swing by a Local Sensor at the Grip End of a Golf Club, vol. 43(4), 2013, p.390-404.
- [12] Zeng Z., *Microsoft Kinect Sensor and Its Effect*, *IEEE MultiMedia*, vol. 10(2), 2012, p.4-10.
- [13] <http://pzgolf.pl/>. [Data uzyskania dostępu: 5 Listopad 2015].
- [14] <https://embodypilates.wordpress.com/tag/golf-swing/>. [Data uzyskania dostępu: 22 Wrzesień 2016].
- [15] <http://www.golfpl.com/2014/08/rytm/>. [Data uzyskania dostępu: 11 Listopad 2015].

ANALYSIS OF THE RANGE OF MOTION AT THE UPPER LIMB'S JOINTS DURING GOLF SWING USING THE KINECT DEVICE AND IN REAL CONDITIONS - PILOT STUDY

Abstract: Golf is a sport discipline, which require of the player very high precision. The aim of this study was the kinematic analysis of the upper limb during golf swing using the Kinect device and in real conditions. Pilot experimental studies were carried out on the one person, who was obligated to perform swing golf 10 times in every stage of research. Kinematic analysis has shown that the results for both phases were comparable. The greatest mobility during golf swing was observed in the elbow's joint.

Małgorzata JUREK¹, Oliwia JANUS¹

¹Instytut Mechaniki i Konstrukcji Maszyn, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy, Bydgoszcz

ZASTOSOWANIE TECHNOLOGII KINECT W OCENIE NACHYLENIA KRZYWIZN KRĘGOSŁUPA W PŁASZCZYŹNIE STRZAŁKOWEJ

Streszczenie: W pracy przedstawiono propozycję rozwiązania sprzętowego, które umożliwi określenie prawidłowości postawy ciała człowieka poprzez wyznaczenie kąta kifozy piersiowej (P_2) oraz kąta lordozy lędźwiowej (P_3), wykorzystując urządzenie Kinect dla Xbox 360 oraz oprogramowanie Kinect for Windows SDK.

Słowa kluczowe: Kinect, wady postawy, diagnostyka wad postawy, kalibracja Kinect

1. WSTĘP

Wady postawy są problemem, który dotyczy ogromnej części współczesnego społeczeństwa. Wynikają one z chorób wrodzonych, ale i coraz częściej z niewłaściwego trybu życia. Choć problem często jest bagatelizowany lub marginalizowany jedynie do defektu estetycznego, jest poważnym zagrożeniem dla zdrowia współczesnego człowieka.

Kwestia wad postawy często pojawia się już w wieku szkolnym, kiedy to obowiązek szkolny wymusza na dzieciach dźwiganie często przeciążonych tornistrów oraz całodzienne siedzenie w niezmienniej pozycji z krótkimi przerwami, co w etapie wzrostu młodego człowieka jest szczególnie niekorzystne dla jego zdrowej i poprawnej sylwetki. Problem ten jednak nie znika wraz z zakończeniem nauki – wręcz przeciwnie. Schorzenia związane z niepoprawną postawą ciała człowieka nieleczone i zlekceważone prowadzą do poważnych zaburzeń w obrębie narządu ruchu. Należy mieć świadomość, że schorzenia te nie tylko determinują postawę, ale zbagatelizowane prowadzą do bardzo poważnych konsekwencji w życiu dorosłym jak np.: bóle kręgosłupa, ograniczona wydolność oddechowa oraz problemy z brakiem akceptacji swojego wyglądu [1,4,5].

W związku z tym, że wady postawy dotyczą tak ogromnej części społeczeństwa powstają liczne programy profilaktyczne, które wskazują jednoznacznie, że najważniejsze są: prowadzenie zajęć gimnastyki korekcyjnej oraz przede wszystkim szybka diagnoza schorzenia, która umożliwi właściwe leczenie i powrót do zdrowia [1]. Jednak zostaje w tym momencie nakreślony problem dostępności do profesjonalnego sprzętu, który taką diagnostykę umożliwi. W gabinetach lekarskich dostęp do nowoczesnych narzędzi jest bardzo ograniczony, co bezpośrednio związane jest z ich ogromnymi kosztami. Dlatego właśnie istnieje konieczność opracowania uniwersalnego rozwiązania sprzętowego, charakteryzującego się nie tylko prostą obsługą i budową, ale przede wszystkim będącego w zasięgu finansowym przeciętnego gabinetu lekarza rodzinnego i lekarza ortopedy czy

gabinetu pielęgniarki szkolnej. W związku z tym opracowano propozycję rozwiązania sprzętowego, które ma za zadanie określać prawidłowość postawy ciała człowieka poprzez wyznaczenie kąta kifozy piersiowej (P_2) oraz kąta lordozy lędźwiowej (P_3), wykorzystując urządzenie Kinect dla Xbox 360 oraz oprogramowanie Kinect for Windows SDK.

2. ZASTOSOWANIE TECHNOLOGII KINECT W OKREŚLANIU WSKAŹNIKA KIFOZY PIERSIOWEJ (P_2) ORAZ LORDOZY LĘDŹWIOWEJ (P_3)

Za pomocą zestawu złożonego z urządzenia Kinect dla Xbox 360 oraz oprogramowania Kinect for Windows SDK wykonane zostały badania wykorzystujące metodę Jachowicza oraz opracowane przez niego normy [4]. Zaproponowany zestaw umożliwił określenie położenia przestrzennego punktów KSF (wyrstek kolczysty kręgu C7), KP (kifoza piersiowa), LL (lordoza lędźwiowa) oraz CM (wyrstek kolczysty pierwszego kręgu krzyżowego S1), co pozwoliło wyznaczyć wskaźniki P_2 (wskaźnik kifozy piersiowej, czyli kąt zawarty między dwiema prostymi przechodzącymi przez punkty KSF i KP oraz KP i LL) oraz P_3 (wskaźnik lordozy lędźwiowej wyznaczany za pomocą kąta zawartego między prostymi przechodzącymi przez punkty CM i LL oraz LL i KP). Opracowanie rozwiązania sprzętowego dla określenia wskaźnika kifozy piersiowej (P_2) oraz lordozy lędźwiowej (P_3) przebiegało w dwóch etapach. Pierwszym z nich była kalibracja urządzenia Kinect dla Xbox 360 [7]. Następnie dokonano testu oraz weryfikacji zaproponowanego zestawu poprzez wykonanie pomiarów wykorzystując zaproponowaną metodę.

2.1. Kalibracja urządzenia Kinect dla Xbox 360

Informacje dostarczane za pomocą aplikacji Kinect Studio umożliwiają określenie położenia punktu w przestrzeni trójwymiarowej. Współrzędne punktów są jednak określone dwójako – współrzędne x i y w jednostkach pikselowych, natomiast z w rzeczywistych jednostkach długości [mm]. Aby obiektywnie określić położenie punktów w przestrzeni koniecznym stało się określenie zależności pomiędzy współrzędnymi pikselowymi a rzeczywistymi w funkcji odległości obiektu od kontrolera (kalibracja) [2,6,7,8]. W tym celu wykonano szereg pomiarów zwymiarowanego znacznika w różnych odległościach od urządzenia (rys.1.). Procedura ta przebiegała w kilku etapach:

- określenie współrzędnych pikselowych czterech wierzchołków prostopadłościennego znacznika ($A_{x,y}$, $B_{x,y}$, $C_{x,y}$, $D_{x,y}$);
- określenie długości pikselowych czterech krawędzi znacznika (AC, BD, AB, CD);
- podzielenie wartości długości pikselowych krawędzi przez rzeczywisty wymiar;
- wyznaczenie zależności między długością pikselową a rzeczywistą (przelicznik długości pikselowej na rzeczywistą);
- powtórzenie czynności od a) do d) dla kilku różnych odległości obiektu od kontrolera;
- stworzenie wykresu zależności między wartością przelicznika wymiarów pikselowych na rzeczywiste a odległością obiektu od Kinecta oraz wyznaczenie równania opisującego wykres.

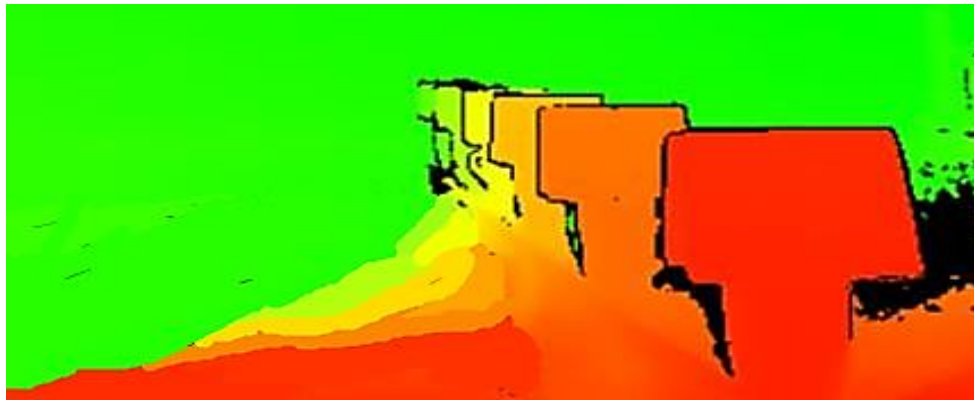
W wyniku realizacji tej procedury wygenerowane zostało równanie opisujące zależność wartości przelicznika wymiaru pikselowego na rzeczywisty w funkcji odległości obiektu od kontrolera Kinect, które ma postać:

$$W, R = 1,6413 * (x, y) + 0,1618 \quad (1),$$

gdzie:

W, R - współrzędne rzeczywiste punktu;

x, y - współrzędne pikselowe punktu.



Rys.1. Znaczniki osi z - kalibracja urządzenia Kinect dla Xbox 360.

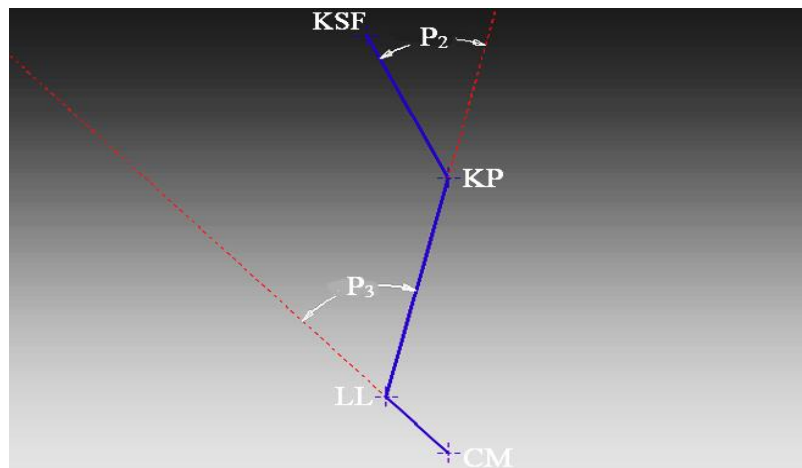
2.2. Metoda pomiaru

Dzięki zastosowaniu urządzenia Kinect dla Xbox 360 oraz aplikacji Kinect Studio możliwym jest precyzyjne określenie punktu w przestrzeni trójwymiarowej. Aby określić kąt kifozy piersiowej oraz kąt lordozy lędźwiowej koniecznym jest wyznaczenie współrzędnych czterech punktów: KSF, KP, LL oraz CM [4]. Informacje o współrzędnych pikselowych (x , y) uzyskiwane są z kamery podczerwonej (rozdzielczość 640 x 480 pikseli), natomiast dane dotyczące głębokości (z) pochodzą z kamery głębokości (rys.2.), które to pracują w środowisku Kinect for Windows SDK (Kinect Studio) [2,6,7,8]. Dzięki zastosowaniu przelicznika wartości pikselowych na rzeczywiste określono położenie punktów KSF, KP, LL oraz CM w przestrzeni trójwymiarowej.



Rys.2. Środowisko umożliwiające określenie punktów w przestrzeni trójwymiarowej z naniesionymi punktami: KSF, KP, LL oraz CM

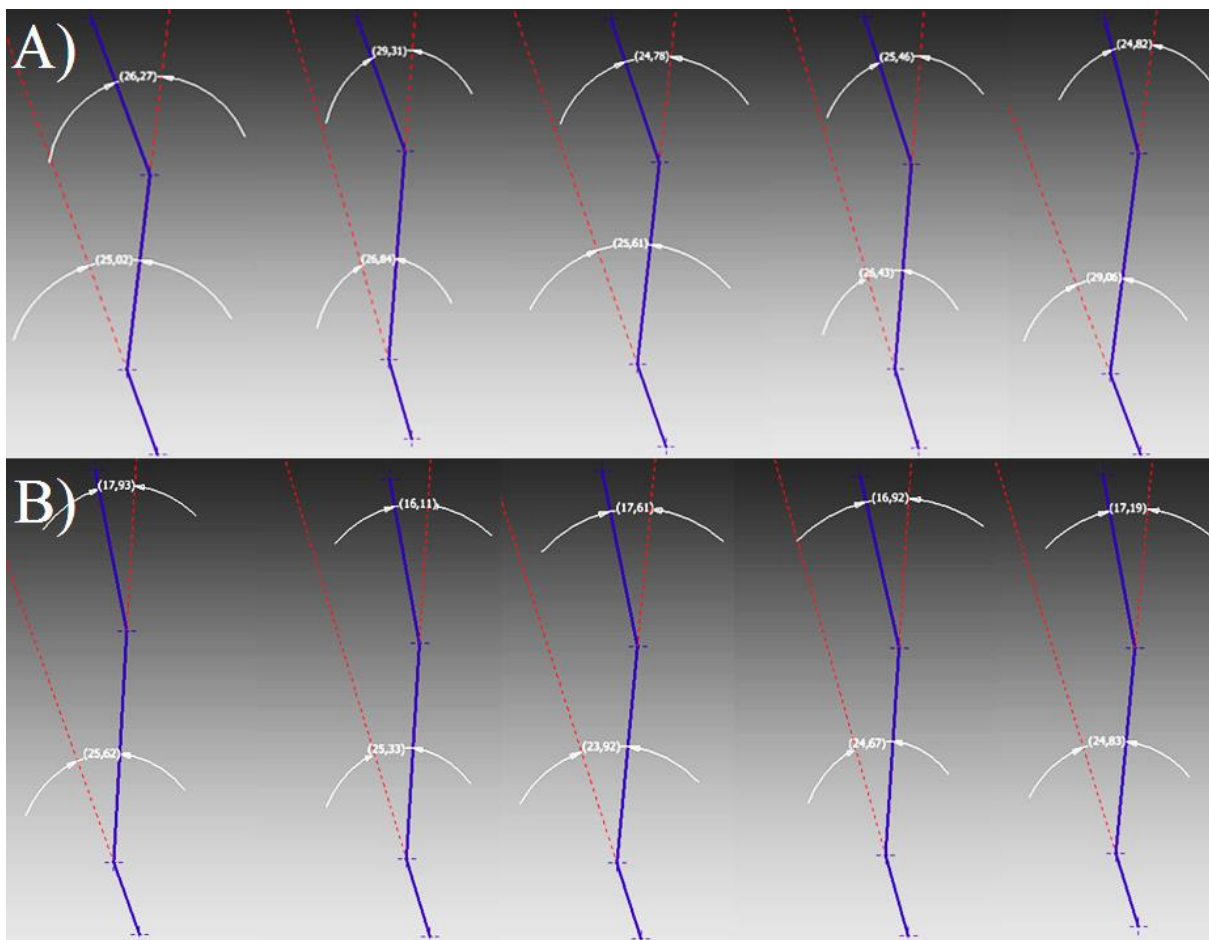
Aby określić kąt kifozy piersiowej oraz kąt lordozy lędźwiowej koniecznym jest wyznaczenie współrzędnych czterech punktów: KSF, KP, LL oraz CM, które zostały zaimportowane do środowiska projektowego Autodesk Inventor 2015 (licencja wersji studenckiej), co umożliwia wyznaczenie kątów P_2 oraz P_3 (rys.3.).



Rys.3. Graficzne środowisko umożliwiające zdefiniowanie wskaźników P_2 oraz P_3

3. OTRZYMANE WYNIKI

Pomiary zostały przeprowadzone na dwóch obiektach (dziecko oraz osoba dorosła), po 5 prób celem weryfikacji powtarzalności wyników badań. Otrzymane wyniki przedstawiono graficznie na rys. 4. Wartości wskaźników P_2 oraz P_3 zestawiono w tab.1.



Rys.4. Wartości P_2 oraz P_3 dla dziecka (A) oraz osoby dorosłej (B)

Tab.1. Zestawienie wyników badań wskaźnika P₂ oraz P₃ dla dziecka oraz osoby dorosłej z normami [4]

Lp.	Dziecko (kobieta, 10 lat)		Osoba dorosła (kobieta, 22 lata)		Norma [4] (wiek: 7-18 lat)	
	P ₂ [°]	P ₃ [°]	P ₂ [°]	P ₃ [°]	P ₂ [°]	P ₃ [°]
1	26,27	25,02	17,93	25,62	KOBIEТЫ 12,5-27 MĘŻCZYŹNI 19,5 – 33,5	KOBIEТЫ 16,5-30,5 MĘŻCZYŹNI 16-30
2	29,31	26,84	16,11	25,33		
3	24,78	25,61	17,61	23,92		
4	25,46	26,43	16,92	24,67		
5	24,82	29,06	17,19	24,83		
Średnia	26,13	26,59	17,15	24,87		

Przedstawione w tab.1. wyniki wskazują, że wartości wskaźników P₂ oraz P₃ dla dziecka oraz osoby dorosłej zawierają się w zaprezentowanych normach, opracowanych na podstawie badań populacyjnych [4]. Można zatem przyjąć, że osoby badane cechowała prawidłowość postawy. Wyjątkiem jest drugi pomiar wskaźnika P₂ dla dziecka. Jest to wynik pomiaru wykraczający poza przyjęte wartości normatywne, a ponadto znacząco oddalony od średniej.

Ze względu na fakt pojawienia się wielkości znacznie oddalonych od wartości średniej dla obu obiektów, zarówno dla pierwszego jak i dla drugiego wykonano test, pozwalający określić czy wynik pomiaru należy wyeliminować ze względu na zbyt duży błąd, czy też jest on na tyle mały, że można przyjąć wynik pomiaru jako wiarygodny. Aby tego dokonać zastosowano kryterium Chauveneta [3]. Po przeprowadzeniu testu wg kryterium Chauveneta uznano, iż w badaniach wskaźników P₂ dla dziecka wartość najbardziej oddalona od średniej, a więc drugi pomiar wskaźnika kifozy piersiowej dla dziecka, który wykraczał poza wartości przyjęte jako norma, należy odrzucić, gdyż jest ona obserwacją odstającą. Na podstawie przedstawionych badań, stanowiących małą próbkę statystyczną, można przyjąć, że rozrzut wartości wielkości mierzonej jest na tyle mały, iż zaprezentowany zestaw umożliwi określenie prawidłowości lub wadliwości postawy w zakresie pomiarów wskaźnika kifozy piersiowej oraz wskaźnika lordozy lędźwiowej.

4. PODSUMOWANIE

Wady postawy są bardzo powszechnym problemem we współczesnym świecie, który swoje źródło ma przede wszystkim w niewłaściwym trybie życia, sprowadzającym się często do wielogodzinnej pracy czy nauki w pozycji siedzącej z jednoczesnym ograniczeniem ruchu na świeżym powietrzu [1,4,5]. Technologia KINECT w urządzeniu Kinect dla Xbox 360 umożliwi pomiar wskaźników P₂ (wskaźnik kifozy piersiowej) oraz P₃ (wskaźnik lordozy lędźwiowej). Na podstawie analizy wyników przeprowadzonych badań dla dziecka oraz dla osoby dorosłej można stwierdzić, że występują duże różnice między wskaźnikami w przypadkach poszczególnych obiektów, gdyż wartość badanych wskaźników jest cechą typowo osobniczą. Należy także zwrócić uwagę na to, iż przeprowadzone badania charakteryzują się pewnym rozrzutem wartości wielkości mierzonej, jednak w odniesieniu do norm, przedstawianych w literaturze [1], rozrzuty te są w pełni akceptowalne.

Zaproponowane stanowisko może w udoskonalonej wersji stanowić bardzo przydatne narzędzie w diagnostyce wybranych cech charakterystycznych wad postawy jako przyrząd o dokładności pozwalającej na określenie prawidłowości bądź wadliwości postawy, dzięki

możliwości określania punktu w przestrzeni trójwymiarowej. Rozbudowana funkcjonalność urządzeń pozwala używać ich nie tylko w diagnostyce, ale także w procesie rehabilitacji. Nie bez znaczenia jest także bezpieczeństwo użytkowania i całkowita nieinwazyjność metody, intuicyjna obsługa, ogólna dostępność poszczególnych komponentów zestawu, a także relatywnie niski koszt.

LITERATURA

- [1] Decker A., Kołat N., Maksymowicz K., Krysa M., Heider R., Trzymaj się prosto – przyczyny wdrożenia wrocławskiego programu profilaktyki wad postawy, Wrocławski Uniwersytet Medyczny, Wrocław, 2013.
- [2] Dziergwa M., Kaczmarek P., Kędziński J., Wykorzystanie czujników głębi w robotyce społecznej, Elektronika – Prace Naukowe Politechniki Warszawskiej, Warszawa, 2014.
- [3] Górecki T., Podstawy statystyki z przykładami w R, Wydawnictwo BTC, 2011, s.297-304.
- [4] Kasperczyk T., Wady postawy ciała, Wydawnictwo Kasper, Kraków, 2004.
- [5] Kołodziej J., Kołodziej K., Momola I.: Postawa ciała, jej wady i korekcja, Wydawnictwo Oświatowe FOSZE, Wydanie I, Rzeszów 2004.
- [6] Patra S., Bhowmick B., Banerjee S., Kalra P., High Resolution Point Cloud Generation from Kinect and HD Cameras Using Graph Cut, 7th International Conference on Computer Vision Theory and Applications (VISAPP), 2012.
- [7] Podlasiak P., Sprawdzenie możliwości wykorzystania kontrolera Kinect jako skanera 3D do rejestracji kolorowych chmur punktów, Archiwum Fotogrametrii, Kartografii i Teledetekcji, Warszawa, 2012.
- [8] Zhou X., A Study of Microsoft Kinect Calibration, Dept. of Computer Science George Mason University, Fairfax, 2012.

THE USE OF KINECT TECHNOLOGY IN ESTIMATION OF THE SPINE'S CURVATURES IN THE SAGITTAL PLANE

Abstract: The paper depicts the hardware solution proposal, which enables the assessment of the regularity of human posture. The measurement relies on the determination of chest kyphosis angle (P_2) and lumbar lordosis angle (P_3). With this end in view, Kinect device for Xbox 360 and Kinect for Windows SDK software were used.

Jarosław KABACIŃSKI¹, Michał MURAWA¹, Tobiasz ŻYŁA¹, Joanna GORWA¹,
Lechosław B. DWORAK²

¹Zakład Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego, Poznań

²Katedra Bioniki, Uniwersytet Artystyczny, Poznań

IZOKINETYCZNA OCENA EKSCENTRYCZNEJ SIŁY MIĘŚNI GRUPY TYLNEJ I PRZEDNIEJ UDA SIATKARZY

Streszczenie: W pracy określono wartości wybranych wskaźników ekscentrycznej siły mięśni uda siatkarzy w warunkach izokinetycznych. Ocenie poddano stosunek momentu siły hamstrings do quadriceps (H/Q) oraz bilateralny deficyt maksymalnego momentu siły mięśni (BD) dla prędkości kątowych 30°/s, 60°/s i 90°/s. Wartości maksymalnego H/Q zawierały się od 69.0% (90°/s) do 81.3% (30°/s), natomiast średniego H/Q od 68.6% (90°/s) do 78.7% (30°/s). Ponadto, stwierdzono nieistotny BD (poniżej 7%) dla obu zespołów mięśniowych.

Słowa kluczowe: izokinytyka, siła ekscentryczna, staw kolanowy, piłka siatkowa

1. WSTĘP

Stosunek momentu siły mięśniowej grupy kulszowo-goleniowej (hamstrings) do czworogłowego uda (quadriceps) (H/Q) oraz deficyt bilateralny maksymalnego momentu siły (BD) obu zespołów mięśniowych są uważane za ważne wskaźniki siły zarówno w sporcie jak i w rehabilitacji [7, 8, 14, 15, 18]. Wielkość BD i H/Q mogą determinować specjalne wymagania w sporcie związane z wzorcami ruchowymi podczas biegu czy wyskoku zawodnika [4, 15, 18]. Oprócz przygotowania fizycznego, izokinetyczna ocena BD i H/Q w procesie rehabilitacji okazuje się bardzo przydatna ze względu na istotne znaczenie niewielkiego deficytu siły jednej do drugiej kończyny dolnej (KD) oraz balansu siły mięśniowej pomiędzy zginaczami i prostownikami w ogólnej stabilizacji kolana [5, 13, 20].

U zawodników piłki siatkowej, izokinetyczna ocena siły zginaczy i prostowników stawów kolanowych częściej dotyczyła czynności koncentrycznej, natomiast badaniami ekscentrycznej siły hamstrings i quadriceps zajmowali się nieliczni autorzy [6, 7, 9]. Podczas przeprowadzania izokinetycznego testu dla czynności ekscentrycznej mięśni uda badacze napotykały na wiele trudności takich jak: bardziej złożone wymagania koordynacji, dłuższy czas badania i edukacja badanej osoby [4]. Jednakże ekscentryczny H/Q w porównaniu z wyłącznie koncentrycznym H/Q lepiej odzwierciedla relacje pomiędzy agonistami i antagonistami oraz mechanizm urazu struktur stawowych kolana [1, 4].

Zmniejszenie siły mięśniowej zginaczy z powodu działań kładących nacisk na obciążenia prostowników kolana może prowadzić do dysbalansu mięśniowego pomiędzy hamstrings i quadriceps, który stanowi istotny czynnik ryzyka urazu stawu kolanowego [18]. Skłonność do kontuzji niejednokrotnie wynika z większych obciążeń wewnętrznych struktur więzadłowych stawu kolanowego oraz zmniejszenia koaktywacji hamstrings podczas

obciążeń rozciągających [2, 10, 18]. Co więcej, siły impaktu w fazie lądowania podczas czynności ekscentrycznej mięśni pełniących funkcje prostowania stawów kończyn dolnych mogą niekorzystnie oddziaływać na struktury stawowe kolana.

Celem pracy było określenie wartości wskaźników ekscentrycznej siły mięśniowej hamstrings i quadriceps siatkarzy w warunkach izokinetycznych.

2. MATERIAŁ I METODY BADAŃ

W badaniach udział wzięło 7 siatkarzy I zespołu klubu AZS Politechnika Poznańska, występującego w sezonie 2014/2015 w II lidze kraju (wiek: 21.0 ± 1.2 lat, staż zawodniczy: 8.4 ± 2.3 lat, masa ciała: 82.4 ± 11.6 kg, wysokość ciała: 190.4 ± 6.7 cm, BMI: 22.6 ± 1.8 kg/m², Wszyscy zawodnicy deklarowali lewą KD jako dominującą ze względu na wykonywanie z niej odbić w wyskokach. Siatkarze zostali zaznajomieni z urządzeniem badawczym oraz poinstruowani o specyfice protokołu pomiarowego. Badania izokinetyczne ekscentrycznej siły mięśniowej hamstrings i quadriceps wykonano stosując urządzenie pomiarowe Biodex System 3 (Biodex Medical System, Inc., Shirley, New York). W badaniach zastosowano protokół pomiarowy systemu Biodex (isokinetic bilateral, extension/flexion knee pattern, eccentric contraction). Podczas testu siatkarz wykonywał prostowanie i zginanie kolejno prawej i lewej kończyny dla czynności ekscentrycznej w 3 seriach obejmujących prędkości kątowe: 30°/s (7 powtórzeń), 60°/s (5 powtórzeń) i 90°/s (3 powtórzenia). Badania przeprowadzono na początku okresu startowego tj. I rundy rozgrywek ligowych, w dwóch niezależnych terminach przedzielonych krótką, ok. 2-tygodniową, przerwą. Pierwsza sesja pomiarowa miała charakter edukacyjny, natomiast wyniki badań z drugiego terminu poddano dalszej analizie. Przed obiema sesjami pomiarowymi dokonano kalibracji dynamometru systemu Biodex.

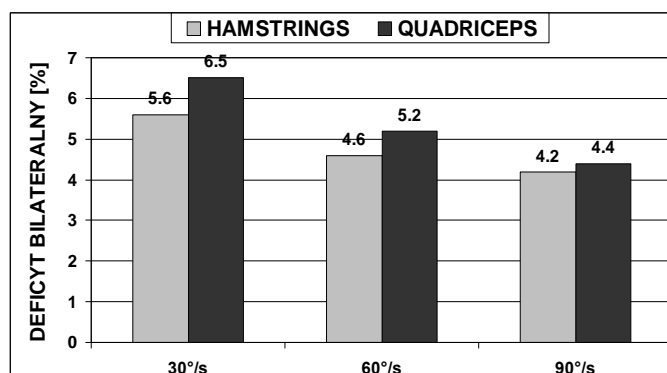
Testy izokinetyczne poprzedzała rozgrzewka, zawierająca marsz i bieg na bieżni oraz ćwiczenia rozciągające dynamicznie zespoły mięśniowe KD badanych. Każdy zawodnik został ustabilizowany w fotelu pomiarowym za pomocą pasów założonych na tułów, biodra oraz udo kończyny wykonującej ruch. Siedzisko stanowiska ustawiono optymalnie do indywidualnych wymagań zawodnika, zapewniając komfort ćwiczeń i bezpieczeństwo osobie badanej. Oś obrotu w stawie kolanowym pokrywała się z osią obrotu dźwigni dynamometru. W pozycji wyjściowej podudzie znajdowało się pionowo względem podłoża i to położenie przyjęto jako 0°. Procedura badań obejmowała również pomiar momentu siły grawitacji przy niepełnym wyproście podudzia w celu skorygowania wartości siły mięśniowej.

Ocenie poddano wartości następujących wskaźników siły mięśniowej: (1) stosunek maksymalnego momentu siły hamstrings do quadriceps (maksymalny H/Q), (2) średni H/Q - wyznaczony na podstawie wartości średnich arytmetycznych maksymalnego momentu siły uda dla każdego powtórzenia w danej serii. Wartości oby dwu stosunków podano w procentach, zgodnie ze wzorem: $(H/Q) \cdot 100\%$, (3) deficyt bilateralny maksymalnego momentu sił mięśniowej (BD) hamstrings i quadriceps. Przy czym $BD = (X_1 - X_2) \cdot 100\% / X_1$, gdzie $X_1 > X_2$ i oznaczają wartości maksymalnego momentu siły uda lewej lub prawej KD.

Analizę statystyczną wartości parametrów charakteryzujących badaną grupę siatkarzy oraz wyników badań izokinetycznych przeprowadzono za pomocą programu Statistica 12.0 (StatSoft, Inc., Tulsa, USA). Obliczono wartości średnich i ich odchyłeń standardowych wieku, stażu, wysokości i masy ciała, BMI oraz wskaźników ekscentrycznej siły mięśni uda. Do weryfikacji zgodności rozkładów statystycznych analizowanych zmiennych z rozkładem normalnym zastosowano test Shapiro-Wilka ($p < 0.05$). W oparciu o test Wilcoxona ($p < 0.05$) dla zmiennych zależnych, przeprowadzono analizę istotności różnic wartości H/Q pomiędzy prędkościami kątowymi 30°/s i 60°/s oraz 60°/s i 90°/s oraz maksymalnego momentu sił mięśniowej hamstrings i quadriceps pomiędzy lewymi i prawymi KD.

3. WYNIKI BADAŃ

Na rys. 1 przedstawiono wartości BD badanych zawodników, obliczone dla uśrednionych maksymalnych momentów siły mięśni hamstrings i quadriceps.



Rys.1. Wartości BD prawej do lewej KD siatkarzy

W tabeli 1 ujęto wyniki wskaźników ekscentrycznej siły typu maksymalny i średni H/Q siatkarzy dla 3 prędkości kątowych 30°/s, 60°/s i 90°/s.

Tabela 1. Wartości stosunku momentu siły hamstrings do quadriceps (H/Q) siatkarzy

	30°/s		60°/s		90°/s	
	LEWA	PRAWA	LEWA	PRAWA	LEWA	PRAWA
Maksymalny H/Q [%]	79.5±7.8	81.3±16.1	79.0±7.9	80.4±11.7	74.3±9.2	69.0±12.9
Średni H/Q [%]	78.7±8.0	75.4±14.3	76.6±9.0	74.9±17.1	72.4±8.6	68.6±11.0

U badanych siatkarzy stwierdzono nieistotne różnice maksymalnego momentu siły zarówno mięśni hamstrings jak i quadriceps pomiędzy lewymi i prawymi KD (test Wilcoxon, $p < 0.05$). Wartości BD ukształtowały się poniżej 10% (norma systemu Biodex) i wyniosły odpowiednio od 4.2% do 5.6% dla hamstrings oraz od 4.4% do 6.5% dla quadriceps na korzyść lewej KD.

W wyniku izokinetycznej oceny ekscentrycznej siły mięśniowej, otrzymano wartości H/Q w zakresach: od 69.0% (90°/s) do 81.3% (30°/s) (różnica 12.3%) dla szczytowego H/Q oraz od 68.6% (90°/s) do 78.7% (30°/s) (różnica 10.1%) dla średniego H/Q. Wykazano nieistotne różnice H/Q pomiędzy prędkościami kątowymi 30°/s i 60°/s oraz 60°/s i 90°/s (test Wilcoxon, $p < 0.05$).

Biorąc pod uwagę maksymalny H/Q grupa mięśni hamstrings okazała się słabsza od quadriceps o: 20.5% (lewa) i 18.7% (prawa) dla 30°/s, 21.0% (lewa) i 19.6% (prawa) dla 60°/s oraz 25.7% (lewa) i 31.0% (prawa) dla 90°/s. Natomiast w przypadku średniego H/Q zespoły mięśniowe hamstrings były słabsze od quadriceps o: 21.3% (lewa) i 24.6% (prawa) dla 30°/s, 23.4% (prawa) i 25.1% (prawa) dla 60°/s, 27.6% (lewa) i 31.4% (prawa) dla 90°/s.

4. DYSKUSJA

U badanych siatkarzy stwierdzono nieistotne $BD < 7\%$ oraz nieznacznie silniejsze hamstrings i quadriceps lewej KD. W innych badaniach z udziałem zawodników piłki siatkowej również wykazano nieznaczące różnice siły zginaczy i prostowników stawów

kolanowych pomiędzy KD [3, 4, 15, 16, 18, 21]. Występowanie nieistotnych BD obu zespołów mięśni uda u zawodników wyjaśniono zastosowaniem specjalnych obciążeń treningowych w celu uzyskania podobnej siły mięśniowej dla lewej i prawej KD. Zmniejszenie różnic siły mięśniowej hamstrings i quadriceps pomiędzy obiema KD uważa się za pożądane działanie, w szczególności u zawodników wysokiej klasy. Wielkość tego deficytu siły nie dominującej do dominującej KD w obrębie danych normatywnych (poniżej 10-15%) może podkreślać obustronny wzorzec aktywności ruchowej w wybranych dyscyplinach sportu.

Najniższe wyniki ekscentrycznego H/Q otrzymano dla prędkości kątowej 90°/s (zwłaszcza dla prawej KD) w porównaniu z wynikami tych wskaźników dla prędkości 30°/s i 60°/s. Zbyt niska wartość tego wskaźnika siły (poniżej 40%), często spowodowana redukcją siły zginaczy, związanej z wykonywaniem aktywności zwiększającej obciążenia na prostowniki stawów kolanowych, wskazuje na dysbalans siły pomiędzy hamstrings i quadriceps [18]. Co więcej, nieprawidłowy H/Q może zwiększyć ryzyko urazu więzadła krzyżowego przedniego (ACL) podczas lądowań. Niektórzy autorzy predyspozycję do urazu ACL przypisali zmniejszonej koaktywacji hamstrings podczas obciążeń prostowników stawów kolanowych oraz zwiększonym napięciom na ACL [2, 10, 18]. Inni badacze zasugerowali, że osłabione hamstrings wymagają dodatkowych ćwiczeń wzmacniających do ochrony przed nadmiernymi obciążeniami ACL [11, 19].

W przypadku występowania dysbalansu mięśniowego hamstrings do quadriceps, to stabilizatory bierne stawu kolanowego (w tym ACL) w znacznym stopniu są poddawane niekorzystnym obciążeniom zewnętrznym. Szczególnie czynności takie jak lądowania, powtarzające się cyklicznie i przez długi okres czasu oraz wywołujące działanie dużych sił reakcji podłoża, poprzez powstawanie urazów aparatu więzadłowego mogą doprowadzić do jego naderwania lub zerwania. Biorąc pod uwagę piłkę siatkową, podczas lądowań po blokach i zbiciach na układ ruchu zawodnika oddziałują wysokie siły zewnętrzne, równoważone głównie przez grupę quadriceps. Dlatego też, wzmocnienie mięśni uda oraz zrównoważenie H/Q stanowią istotne działania zmierzające do ochrony stawów kolanowych przed bardzo dużymi obciążeniami zewnętrznymi podczas lądowań, kiedy występuje czynność ekscentryczna prostowników do oporujących zginaczy.

Jednym z czynników prewencyjnych w celu zredukowania skali urazów ACL, okazują się bardzo przydatne w procesie szkoleniowym ćwiczenia ekscentryczne, wzmacniające zespoły mięśniowe quadriceps i hamstrings. Wyniki badań ukazują zmniejszoną częstość urazów i zmian przeciążeniowych po wprowadzeniu w plany treningowe ćwiczeń zwiększających siłę, bazujących na czynności ekscentrycznej mięśni. Na przykład trening plyometryczny zawierający zeskoki w głąb przyczynia się do poprawy siły mięśni uda i może wpłynąć na zmniejszenie wysokich sił reakcji podłoża podczas lądowania [11]. Z kolei Nosaka i Clarkson donieśli, że ćwiczenia ekscentryczne wywołują pewien rodzaj adaptacji nerwowo-mięśniowej, który redukuje prawdopodobieństwo uszkodzeń tkanek podczas ćwiczeń [17]. Zwłaszcza trening ekscentryczny, w którym dochodzi do niewielkiego skrócenia włókien, prowadzi do redukcji urazów struktur mięśniowo-stawowych ze względu na niższą siłę generowaną podczas czynności ekscentrycznej. Zastosowanie takiej formy ćwiczeń ekscentrycznych powoduje także powstawanie silniejszego efektu ochronnego i zmniejszenie prawdopodobieństwa doznania urazu.

5. PODSUMOWANIE

Wyniki testów izokinetycznych ekscentrycznej siły hamstrings i quadericeps siatkarzy ujawniły nie znaczące BD uda oraz nie istotnie zróżnicowane wartości maksymalnego i średniego H/Q dla trzech prędkości kątowych 30°/s, 60°/s i 90°/s. Wzmocnienie mięśni

hamstrings i quadriceps, zmniejszenie BD i zrównoważenie izokinetycznego H/Q a także redukcja sił impaktu podczas lądowań po zbiciach i blokach stanowią ważne strategie zapobiegania urazom stawów kolanowych zawodników.

Źródło finansowania: Projekt „Rozwój Sportu Akademickiego” nr RSA2 042 52 MNiSW.

LITERATURA

- [1] Aagaard P., Simonsen E.B., Trolle M., Bangsbo J., Klausen K.: Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode, *Acta Physiologica Scandinavica*, vol. 154, no. 4, 1995, p.421-427.
- [2] Baratta R., Solomonow M., Zhou B.H., Letson D., Chuinard R., D'Ambrosia R.: Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability, *American Journal of Sports Medicine*, vol. 16, no. 2, 1988, p.113-122.
- [3] Bittencourt N., Amaral G.M., Saldanha dos Anjos M.T., D'Allessandro R., Silva A.A., Fonseca S.T.: Isokinetic muscle evaluation of the knee joint in athletes of the Under-19 and Under-21 Male Brazilian National Volleyball Team, *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, vol. 11, no. 6, 2005, p.331-336.
- [4] Cheung R.T., Smith A.W., Wong D.P.: H:Q ratios and bilateral leg strength in college field and court sports players, *Journal of Human Kinetics*, vol. 33, 2012, p.63-71.
- [5] Croisier J.L., Ganteaume S., Binet J., Genty M., Ferret J.M.: Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study, *American Journal of Sports Medicine*, vol. 36, no. 8, 2008, p.1469-1475.
- [6] D'Alessandro R.L., Paolinelli Silveira E.A., Saldanha dos Anjos M.T., Aurelio da Silva A., Teixeira da Fonseca S.: Analysis on the association between isokinetic dynamometry of the knee's articulation and one-leg horizontal jump, hop test, in volleyball athletes, *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, vol. 11, no. 5, 2005, p.255-258.
- [7] Dauty M., Rochcongar P.: Reproducibility of concentric and eccentric isokinetic strength of the knee flexors in elite volleyball players, *Isokinetic and Exercise Science*, vol. 9, no. 2, 2001, p.129-132.
- [8] Dvir Z.: *Isokinetics. Muscle testing, interpretation and clinical applications*. 2nd Edition. Churchill Livingstone, London, 2004
- [9] Hadzic V., Sattler T., Markovic G., Veselko M., Dervisevic E.: The isokinetic strength profile of quadriceps and hamstrings in elite volleyball players, *Isokinetics and Exercise Science*, vol. 18, no. 1, 2010, p.31-37.
- [10] Hewett T.E., Lindenfeld T.N., Riccobene J.V., Noyes F.R.: The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes: a prospective study, *American Journal of Sports Medicine*, vol. 27, no. 6, 1999, p.699-705.
- [11] Hewett T.E., Stroupe A.L., Nance T.A., Noyes F.R.: Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques. *American Journal of Sports Medicine*, vol. 24, no. 6, 1996, p.765-773.
- [12] Holmes J.R., Alderink G.J.: Isokinetic strength characteristics of the quadriceps femoris and hamstrings muscles in high school students, *Physical Therapy*, vol. 64, no. 6, 1984, p.914-918.
- [13] Kannus P.: Ratio of hamstrings to quadriceps femoris muscles' strength in the anterior cruciate ligament insufficient knee: relationship to long-term recovery, *Physical Therapy*, vol. 68, no. 6, 1988, p.961-965.
- [14] Kong P.W., Burns S.F.: Bilateral difference in hamstrings to quadriceps ratio in healthy males and females. *Physical Therapy in Sport*, vol. 11, no. 1, 2010, p.12-17.

- [15] Magalhães J., Oliveira J., Ascensão A., Soares J.: Concentric quadriceps and hamstrings isokinetic strength in volleyball and soccer players, *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, vol. 44, no. 2, 2004, p.119-125.
- [16] Michnik R., Jurkojć J., Guzik-Kopyto A., Czapla K.: Biomechanical evaluation of volleyball players force and velocity skills, In: *Recent advances in integrity-reliability-failure. Proceedings of the 4th International Conference on Integrity, Reliability and Failure*, Funchal, Portugal, 23-27 June 2013. Eds. J.F. Silva Gomes and Shaker A. Meguid. Porto: INEGI - Instituto de Engenharia Mecanica e Gestao Industrial, 2013, p.339-340.
- [17] Nosaka K., Clarkson P.M.: Muscle damage following repeated bouts of high force eccentric exercise, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 27, no. 9, 1995, p.1263-1269.
- [18] Rosene J.M., Fogarty T.D., Mahaffey B.L.: Isokinetic hamstrings: quadriceps ratios in intercollegiate athletes, *Journal of Athletic Training*, vol. 36, no. 4, 2001, p.378-383.
- [19] Salci Y., Kentel B.B., Heycan C., Akin S., Korkusuz F.: Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players, *Clinical Biomechanics*, vol. 19, no. 6, 2004, p.622-628.
- [20] Strover A., Dvir Z.: Quadriceps strength and pain during isokinetic concentric and eccentric contractions before and after arthroscopic of synovial plicae, *Isokinetics and Exercise Science*, vol. 5, no. 2, 1995, p.99-102.
- [21] Teixeira J., Carvalho P., Moreira C., Santos R.: Isokinetic assessment of muscle imbalances and bilateral differences between knee extensores and flexores' strength in basketball, football, handball and volleyball athletes, *International Journal of Sports Science*, vol. 4, no. 1, 2014, p.1-6.

ISOKINETIC EVALUATION OF HAMSTRINGS AND QUADRICEPS ECCENTRIC MUSCLES STRENGTH IN VOLLEYBALL PLAYERS

Abstract: In the study the values of selected indicators of thigh eccentric isokinetic strength in volleyball athletes at angular velocities 30°/s, 60°/s and 90°/s was determined. The evaluation included the hamstrings to quadriceps torque ratio (H/Q) and peak torque bilateral deficit (BD). The peak H/Q values ranged from 69.0% (90°/s) to 81.3% (30°/s), whereas average H/Q values ranged from 68.6% (90°/s) to 78.7% (30°/s). Moreover, no significant BD values (less than 7%) were found for both muscle groups.

Tomasz KLEKIEL¹

¹Zakład Inżynierii Biomedycznej, Uniwersytet Zielonogórski

METODA POZYCJONOWANIA POWIERZCHNI STAWOWYCH W MODELOWANIU MES

Streszczenie: Praca dotyczy opracowania metody przeznaczonej do pozycjonowania modeli geometrycznych kości na podstawie przyjętego obiektywnego kryterium. Zagadnienie zdefiniowano jako problem optymalizacyjny. Zastosowano metodę Newtona do pozycjonowania elementów kostnych stawu kolanowego dla dowolnego kąta zgięcia. Zaproponowano rozwiązanie umożliwiające ustalenie wzajemnego położenia powierzchni stawowych stawu kolanowego dla modeli geometrycznych kości udowej oraz piszczelowej pozyskanej z tomografii komputerowej dla wyprostowanej kończyny. Zastosowanie proponowanej metody umożliwia dokładne pozycjonowanie elementów bryłowych, dzięki czemu uzyskano wymagany kontakt powierzchni stawowych. Przedstawiona metoda umożliwia uzyskanie dokładnych modeli stawu dla dowolnych położeń.

Słowa kluczowe: modelowanie, metoda Newtona, metoda elementów skończonych

1. WSTĘP

Uszkodzenia stawu kolanowego z penetracją odłamków do kości są jednymi z najbardziej skomplikowanych urazów, w których istnieje wiele problemów w procesie leczenia. Zwykle tego typu urazy powodują rozległe zniszczenia wszystkich anatomicznych struktur stawu [5]. W analizie i doborze procesu leczenia nieodzowne obecnie stało się obrazowanie tomografii komputerowej (CT) bądź rezonansu magnetycznego (MRI) [11]. Zakłada się, że we wszystkich przypadkach ocenę kliniczną prowadzi się poprzez staranny wywiad pacjenta. Wywiad ten pozwala na analizę aktualnego stanu stawu kolanowego zarówno pod kątem powstałego urazu jak i historii związanej ze zmianami zwyrodnieniowymi. Stan pacjenta w chwili powstania urazu jest istotny, ponieważ istnieje wiele czynników wpływających na wiotkość i stabilność stawu tj. tętno, samopoczucie, cykl menstruacyjny u kobiet, czy leczenie farmakologiczne lub genowe [13]. Również należy założyć, że osoby po świeżo przebytych leczeniu złamania w okolicach stawu kolanowego są statystycznie częściej narażone na jego zwichnięcia podczas wykonywania codziennych czynności tj. stanie czy chodzenie. Obciążenia nagłe i stanowczo przekraczające te codzienne i naturalne dla funkcjonowania człowieka z całą pewnością prowadzą do powstawania urazów czy odnawiania się wcześniejszych kontuzji [7]. Również charakter obciążeń kolana w trakcie wykonywania codziennych czynności np. pracy może mieć istotny wpływ na kinematykę ruchów, jak i zdolność do przenoszenia obciążeń [3].

Powszechnie znane z literatury modele stawu kolanowego są wykorzystywane między innymi do wyznaczania sił kontaktu pomiędzy powierzchniami stawowymi [2, 6] lub

prorowadzone są badania numeryczne w kierunku ustalenia obciążeń struktur więzadeł krzyżowych i bocznych [4,10]. Odmienną grupę stanowią prace nad opisem kinematyki ruchu stawu pod obciążeniem wykorzystującą metody dynamiki układów wieloczłonowych [12, 14]. Jednak w każdym z przypadków analiza dotyczy określonych kątów zgięcia w stawie kolanowych lub założonych obciążeń jak np. faza podnoszenia z przysiadu [14] czy wybrane fazy chodu [15].

W celu badania sił kontaktu powierzchni stawowych jak również do określenia odkształceń poszczególnych struktur tkankowych powszechnie używana jest metoda elementów skończonych [9]. Wymaga ona m. in. określenia geometrii tkanek kostnych mięśniowych oraz więzadeł. Zwykle kształt kości otrzymuje się na podstawie obrazowania CT i MRI. Ograniczeniem tych metod jest pozyskiwanie geometrii kończyn w położeniach wynikających z ułożenia ciała podczas skanowania. W przypadku chęci pozyskania geometrii stawu w innym położeniu kończyny (np. zgięcie w stawie) powstaje konieczność ponownego skanowania lub „ręcznej” zmiany położenia kończyny poprzez układanie jej komponentów z zachowaniem cech anatomicznych w programach CAD.

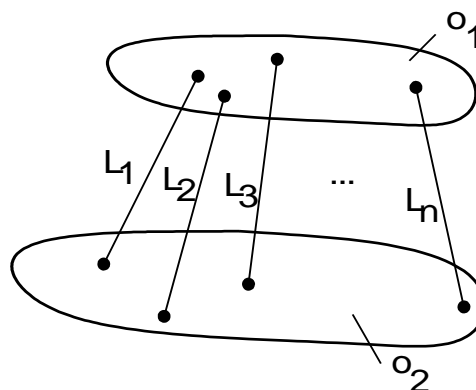
Niniejsza publikacja przedstawia skuteczną metodę służącą do precyzyjnego ułożenia kości stawu kolanowego przy dowolnym kącie zgięcia kolana. Dzięki zastosowaniu proponowanej metody nie ma konieczności wielokrotnego skanowania kończyny w przypadku potrzeby uzyskania modeli geometrycznych w różnych położeniach [8].

2. OPIS METODY

2.1 Sformułowanie funkcji celu

Poszukiwanie optymalnego położenia elementów kostnych względem siebie wymaga znalezienia wzajemnego położenia elementów wybranego do analizy modelu przy następujących założeniach:

1. Odległość między powierzchniami stawowymi będą równe grubości chrząstek stawowych.
2. Wystąpi minimalna długość więzadeł ($L_i \div L_n$) $\min(\sum |L_i|)$.
3. Nie będzie występować kolizja pomiędzy powierzchniami stawowymi (z uwagi na wymagania kontaktu w metodzie MES nie będą się przenikać)



Rys.1. Model relacji pomiędzy obiektami (kośćmi)

Wyznaczenie wzajemnego położenia struktur kostnych w stawie wymaga procesu optymalizacji w którym optymalne położenie będzie określone poprzez minimalną długość

więzadeł. Uwzględniając założenie, że więzadła oddziałują z różną siłą na kość można założyć, że:

$$\min(f) = \min\left(\sum w_i |L_i|\right) \quad (1)$$

gdzie w_i - jest wagą uzależnioną od powierzchni przekroju poprzecznego i charakterystyką więzadła, L_i - jest odległością pomiędzy punktami.

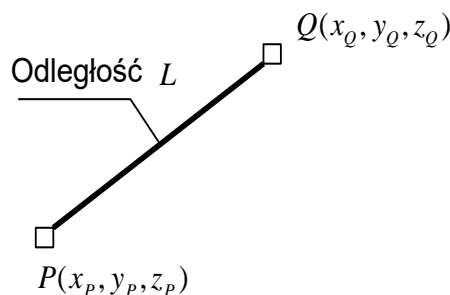
Im dane więzadło charakteryzuje się większą sztywnością, przy jednostkowym wydłużeniu, dana waga powinna być większa. Wagi powinny być tak dobrane, aby nie zdominować jednego więzadła w stosunku do pozostałych, co można zrealizować przy pomocy funkcji kary w postaci odchylenia standardowego długości poszczególnych więzadeł. Zatem funkcja celu w ogólnym przypadku przyjmie postać:

$$f(L_i) = K(L_i) \left[\sum w_i |L_i| + \text{std}(w_i |L_i|) \right] \quad (2)$$

Opisywane zagadnienie optymalizacyjne powinno także uwzględniać bezwzględne ograniczenie, które wyklucza możliwość wzajemnej kolizji elementów. We wzorze (2) funkcja kary $K(L_i)$ w zależności od wystąpienia kolizji przyjmuje wartości:

$$K(L_i) = \begin{cases} 1 & \text{brak kolizji} \\ k & \text{jest kolizja} \end{cases} \quad (3)$$

Wartość k należy dobrać empirycznie i może przyjmować wartości w przedziale $(1; \infty)$. Z uwagi na różniczkowalność równania (2) stwierdzono, że wybór gradientowej metody optymalizacji przedstawionego problemu będzie wystarczający.



Rys.2. Relacja pomiędzy wybranymi punktami powierzchni P i Q

Wyznaczenie optymalnej odległości pomiędzy krzywoliniowymi powierzchniami o określonym i skończonym obszarze można przeprowadzić definiując zadanie, jako zagadnienie optymalizacyjne.

Działanie prezentowanej metody daje się wyjaśnić na przykładzie pary punktów P i Q rozmieszczonych w przestrzennym układzie współrzędnych, dla których poszukuje się takiego ich położenia, aby uzyskać ustaloną odległość r_d . Należy, zatem przyjąć, że między tymi punktami zachodzi relacja opisana funkcją f_L (4), która została zdefiniowana w postaci:

$$f_L = f(L - r_d) \quad (4)$$

gdzie:

$$L = \sqrt{(x_p - x_q)^2 + (y_p - y_q)^2 + (z_p - z_q)^2} \quad (5)$$

W równaniu (4) L jest aktualną odległością między punktami, a r_d zadaną wartością. Przyjmując f_L jako funkcję celu w zagadnieniu optymalizacji, można zagadnienie sformułować jako poszukiwanie takich współrzędnych punktów, aby minimalizować funkcję (4). Ten prosty przykład, pokazany na rys. 2., posłużył do wyznaczenia poszukiwanego położenia punktów jako odległości pomiędzy tymi punktami poprzez niezależną zmianę współrzędnych tych punktów, a zatem rozpatrywany przykład zawiera 6 zmiennych opisujących współrzędne tych punktów.

2.2. Metoda poszukiwania rozwiązania

Zadanie można rozwiązać iteracyjnie stosując sekwencyjnie dla każdej i -tej zmiennej w j -tej iteracji, schemat metody Newtona można zapisać w postaci:

$$x_i^j = x_i^{j-1} - f_L \cdot \left(\frac{\partial f_L}{\partial x_i} \right)^{-1} \quad (6)$$

Operację taką należy powtarzać do chwili spełnienia warunku $f_L \cong 0$. Funkcja (4) przyjmie wartość 0 jeśli odległość pomiędzy punktami będzie równa zadanej wartości.

Zaimplementowano niniejszy algorytm tak, aby schemat z wyrażenia (6) powtarzać sekwencyjnie dla każdej z sześciu zmiennych niezależnie. W wyniku implementacji algorytmu, uzyskano odpowiednią zbieżność. Rysunek 6 przedstawia tę zbieżność, dla której optymalne położenie punktów uzyskuje się po kilku (4-6) iteracjach bez względu na położenie punktów w przestrzeni.

W obliczeniach przyjęto, że układ współrzędnych kości piszczelowej będzie równocześnie początkiem globalnego układu współrzędnych, natomiast ułożenie kości udowej zdefiniowane na stałe względem początku układu współrzędnych. Takie podejście umożliwiło poszukiwanie optymalnego położenia kości piszczelowej względem kości udowej. Ostatecznie zmiany w macierzy roto-translacji dla kości piszczelowej będą mogły być przeniesione do modelu kości.

2.3. Zależności geometryczne

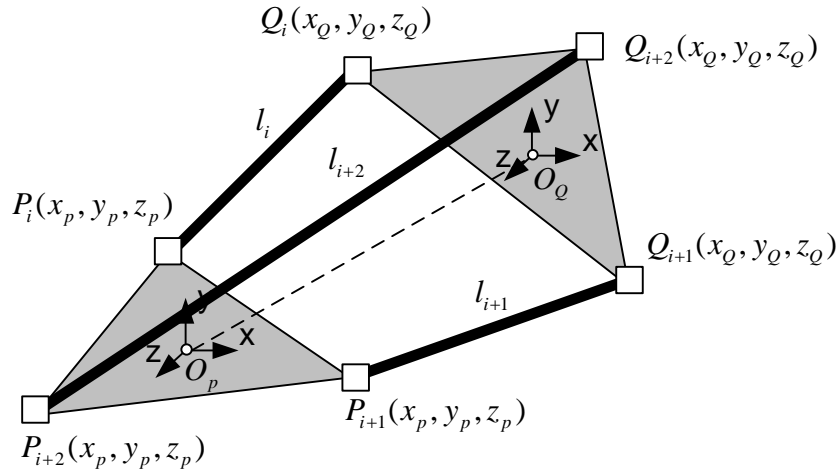
Do opisu relacji pomiędzy łączonymi punktami przyjęto, że punkty należące do danej powierzchni będą miały wspólny układ współrzędnych. Zmiana położenia tego układu będzie powodować zmianę położenia punktów w układzie globalnym. Rysunek 4 przedstawia relacje między obiektami posiadającymi indywidualne układy współrzędnych.

Zmiana odległości między punktami może się odbywać poprzez rotację i translację tych układów. Relację pomiędzy współrzędnymi punktu w lokalnym i globalnym układzie współrzędnych można przedstawić w postaci równania (7):

$$Q_i = MP_i \quad (7)$$

$$M = \begin{bmatrix} c_x & -s_x & s_y & s_z \\ c_x s_y & -s_x s_y & c_x & s_z \\ s_x & c_x & s_y & s_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

gdzie: $s_x = \sin(\phi_x)$, $s_y = \sin(\phi_y)$, $s_z = \sin(\phi_z)$, $c_x = \cos(\phi_x)$, $c_y = \cos(\phi_y)$, $c_z = \cos(\phi_z)$



Rys.4. Relacja między punktami należącymi do dwóch obiektów

Na potrzeby równania (6) można zdefiniować pochodne względem kolejnych zmiennych występujących w równaniu. Zatem poszczególne pochodne można przedstawić w następującej postaci:

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial}{\partial x_o} \mathbf{M} &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & \frac{\partial}{\partial \phi_x} \mathbf{M} &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ -s_x s_z + c_x s_y c_z & -s_x c_z - c_x s_y s_z & -c_x c_y & 0 \\ c_x s_z + s_x s_y c_z & c_x c_z - s_x s_y s_z & -s_x c_y & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 \frac{\partial}{\partial y_o} \mathbf{M} &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & \frac{\partial}{\partial \phi_y} \mathbf{M} &= \begin{bmatrix} -s_y c_z & s_y s_z & c_y & 0 \\ s_x c_y c_z & -s_x c_y s_z & s_x s_y & 0 \\ -c_x c_y c_z & c_x c_y s_z & -c_x s_y & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 \frac{\partial}{\partial z_o} \mathbf{M} &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & \frac{\partial}{\partial \phi_z} \mathbf{M} &= \begin{bmatrix} -c_y s_z & -c_y c_z & 0 & 0 \\ c_x c_z - s_x s_y s_z & -c_x s_z - s_x s_y c_z & 0 & 0 \\ s_x c_z - c_x s_y s_z & -s_x s_z + c_x s_y c_z & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{9}$$

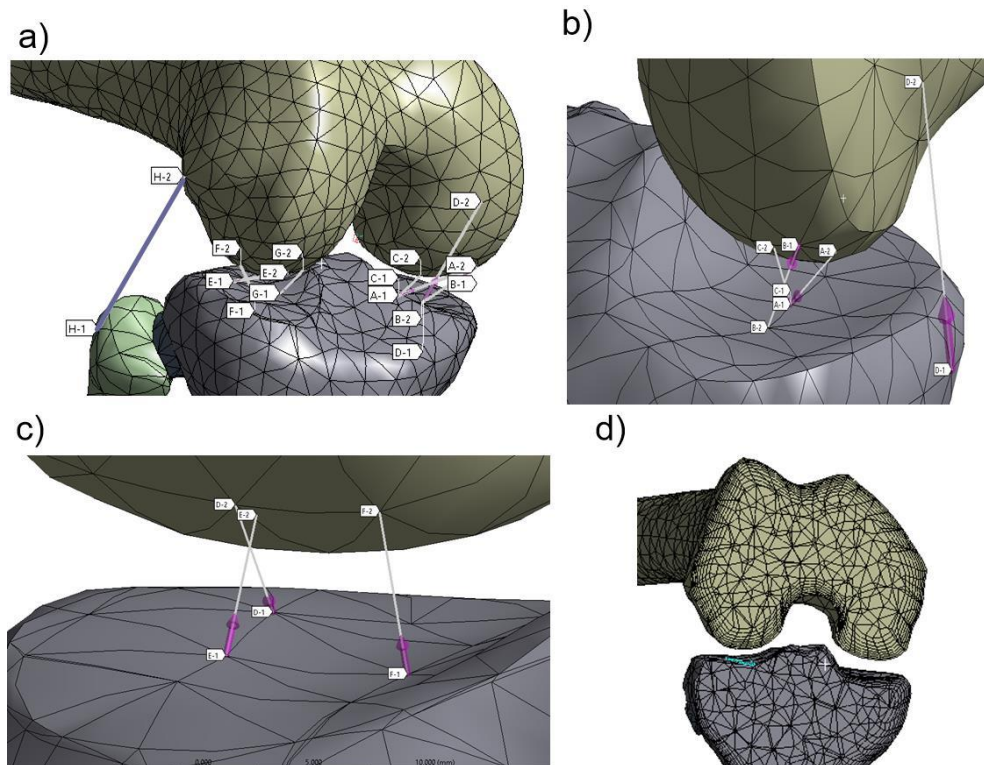
Do opisu położenia punktów w przestrzeni użyto zapisu matematycznego używanego zarówno w robotyce jak i analizie układów wieloczłonowych [1]. Dany układ współrzędnych jest opisany poprzez macierz roto-translacji (8) tworzonej na podstawie współrzędnych środka układu oraz kątów obrotu wokół trzech osi tego układu. Równanie (8) można zróżniczkować względem zmiennych translacji x_o , y_o , z_o oraz rotacji ϕ_x , ϕ_y , ϕ_z . Równanie (9) przedstawia odpowiednie pochodne.

4. PRZYKŁAD OBLICZENIOWY

Przedstawiona metoda została wykorzystana do poszukiwania wzajemnego położenia kości udowej i kości piszczelowej tworzących staw kolanowy w celu uzyskania modelu. Modele kości występujące w postaci geometrii siatki elementów skończonych, posiadają indywidualne układy współrzędnych względem których definiowane są współrzędne punktów siatki trójkątów na powierzchni geometrii kości. Modyfikacja metody opisanej w punkcie 2.1 na potrzeby zastosowania w procesie automatycznego ułożenia elementów kostnych wymaga uwzględnienia faktu, że zmiana położenia danego punktu należącego do obiektu (w tym przypadku kości) następuje nie poprzez zmianę współrzędnych punktów siatki a poprzez zmianę położenia lokalnego układu współrzędnych obiektu. Takie podejście sprawia, że na potrzeby określenia wzajemnego położenia powierzchni stawowych, każdy punkt należący do tego samego obiektu posiada 6 stopni swobody, a zatem zmiana położenia punktu, bez zaburzenia wzajemnego położenia punktów siatki opisującej geometrię kości, wymaga określenia wektora przesunięcia układu współrzędnych oraz kątów obrotu wokół osi.

Geometrię kości piszczelowej oraz udowej uzyskano na podstawie tomografii komputerowej w pozycji wyprostowanej. Przyjęto, że kości stawu kolanowego powinny być ułożone anatomicznie przy różnych kątach zgięcia. W naturalny sposób, położenie kończyny ustalane jest poprzez odpowiednie napięcie mięśni.

Zastosowano uproszczenie pozwalające pominąć funkcję mięśni w procesie poszukiwania wzajemnego ułożenia kości w stawie. Uproszczenie polegało na hipotetycznym przyjęciu powierzchni kontaktu w stawie poprzez wygenerowanie zbioru 4 punktów dla każdej z kości piszczelowej i udowej. Poszukiwanie optymalnego położenia dokonano na podstawie analizy 8 odcinków. Dodatkowo odtworzono punkty stanowiące przyczepy więzadeł: bocznego, przyśrodkowego oraz więzadeł krzyżowych.



Rys.5. Model stawu kolanowego z uwzględnieniem powierzchni kontaktu

Rysunek 5 przedstawia model stawu kolanowego składający się z kości udowej, kości piszczelowej wraz z kością strzałkową stanowiący jedną grupę obiektów przemieszczanych wspólnie w celu znalezienia poszukiwanego położenia. Pozostałe elementy modelu takie jak więzadła krzyżowe, powierzchnie stawowe, rzepka i inne nie są istotne dla prowadzonej analizy, z tym, że w przypadku rzepki wymagane było by pozycjonowanie podobne do przedstawionego w niniejszym artykule. Rysunek 5.a przedstawia położenie punktów określających miejsce kontaktu oraz odcinków łączących te punkty i opisujących wzajemne położenie elementów stawu. Rysunki 5b i 5c przedstawiają w powiększeniu powierzchnie przyśrodkową i boczną stawu. Rysunek 5d przedstawia przekrój przez powierzchnie stawową. W opisywanym przykładzie przyjęto nieruchomą kość udową i poszukiwano położenia kości piszczelowej względem kości udowej. Na obu kościach zamodelowano geometrię chrząstki stawowej. Proces optymalizacji położenia dotyczył poszukiwania najbardziej prawdopodobnego położenia względne powierzchni stawowych przy uwzględnieniu występowania chrząstki oraz płynu synowialnego w stawie poprzez nadanie odległości pomiędzy powierzchniami stawowymi na poziomie 5mm.

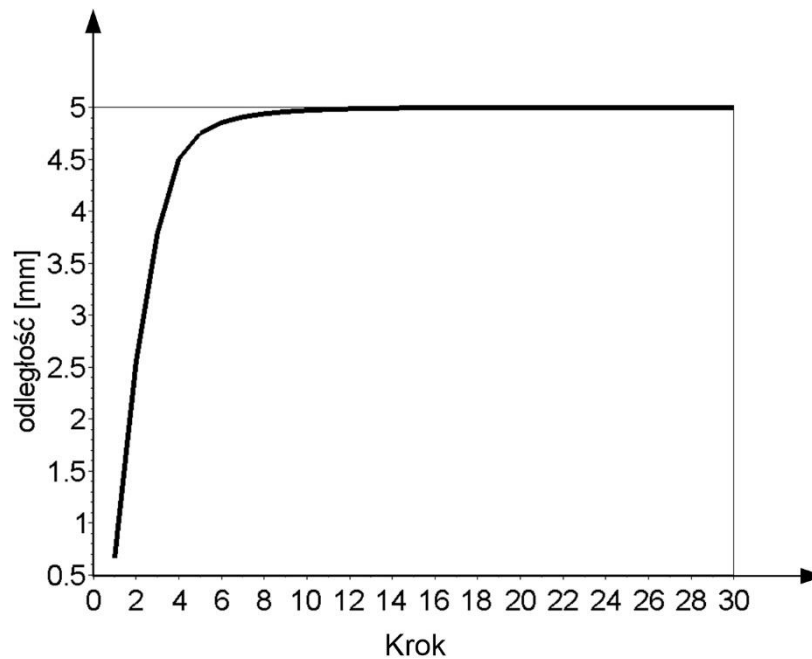
Współrzędne punktów do obliczeń oraz położenia układów współrzędnych określono na podstawie oprogramowania ANSYS w którym realizowano model. Wyniki obliczeń posłużyły ostatecznie do dokonania transformacji na elementach modelu tak aby uzyskać prawidłowy układ powierzchni stawowych.

5. WYNIKI

W obliczeniach przyjęto, że układ współrzędnych kości piszczelowej będzie równocześnie początkiem globalnego układu współrzędnych, natomiast ułożenie kości udowej zostało zdefiniowane na stałe względem początku układu współrzędnych. Takie podejście umożliwiło poszukiwanie optymalnego położenia kości piszczelowej względem kości udowej. Ostatecznie zmiany w macierzy roto-translacji dla kości piszczelowej mogły być przeniesione do aktualnego modelu kości.

Tabela 1. Dokładność odwzorowania kontaktu pomiędzy powierzchniami stawowymi

Lp	Kąt zgięcia [°]	Różnica odległości (min) [mm]
1	0	0,023
2	10	0,032
3	30	0,111
4	60	0,098
5	90	0,045



Rys.6. Zbieżność metody Newtona

Zaimplementowano niniejszy algorytm tak, aby schemat z wyrażenia (6) powtarzać sekwencyjnie dla każdej z sześciu zmiennych niezależnie. W wyniku implementacji algorytmu, uzyskano odpowiednią zbieżność. Rysunek 6 przedstawia tę zbieżność, dla której optymalne położenie punktów uzyskuje się po kilku (4-6) iteracjach bez względu na położenie punktów w przestrzeni.

Przyjęto globalną funkcję celu zdefiniowaną jako suma funkcji dopasowania dla poszczególnych odcinków. Jako poszukiwaną odległość przyjęto 3mm jako typowa przestrzeń dla płynu synowialnego w stawie kolanowym. W celu uzyskania żądanych kątów zgięcia układ współrzędnych dla kości piszczelowej ułożono tak, aby oś x była zgodna z osią obrotu w stawie. W ten sposób wyłączenie tej zmiennej spowodowało, że kąt zgięcia nie ulegał zmianie. Prezentowana metoda wymaga, aby dla każdego poszukiwanego położenia przyjąć miejsce kontaktu na kłykciach kości udowej w postaci punktów.

Weryfikację poprawności obliczeń przeprowadzono poprzez pomiar minimalnej odległości pomiędzy powierzchniami stawowymi. Różnice w odległościach pomiędzy otrzymaną a przyjętą wartością przedstawiono w Tabeli 1. Wyniki uzyskano przy założeniu zatrzymania obliczeń według wzoru (2), jeśli zmiana wartości funkcji jest mniejsza od $1e-4$. Dokładność pozycjonowania otrzymaną w wyniku obliczeń na poziomie dziesiątek nanometrów należy uznać za wystarczająco dokładną.

Uzyskiwane wyniki w znaczny sposób zależały od wyboru punktów stanowiących o miejscu kontaktu. Prezentowane wyniki uzyskano dla punktów umieszczonych w niewielkim sąsiedztwie od przewidywanego punktu styku. Dzięki temu możliwe było uzyskanie znacznych dokładności pozycjonowania.

Tabela 1 przedstawia dokładność pozycjonowania w zależności od przyjętego kąta. Jak wynika z przedstawionych danych, proponowany algorytm charakteryzuje się dobrą zbieżnością, a co za tym idzie pozwala uzyskiwać znaczne dokładności. Otrzymane położenia wzajemne powierzchni stawowych odpowiadają takiemu ułożeniu tych powierzchni, które z jednej strony odpowiada przyjętym kryteriom poszukiwania a z drugiej jest zgodne z ułożeniem anatomicznym, czyli takim, które uważa się powszechnie za prawidłowe w zdrowym stawie.

5. PODSUMOWANIE

W pracy przedstawiono skuteczną metodę służącą do poszukiwania wzajemnych położeń obiektów przestrzennych w celu uzyskania założonych cech kontaktu i wzajemnego oddziaływania. Przedstawiono metodykę opartą na algorytmach optymalizacji. Proponowaną metodę z powodzeniem zastosowano do wzajemnego ułożenia elementów kostnych stawu kolanowego przy różnych kątach zgięcia kolana. Przedstawioną metodę użyto do wzajemnego ułożenia kości udowej i piszczelowej stanowiącej staw kolanowy. Analizowana dokładność pozycjonowania brył wskazuje na wysoką skuteczność i dokładność proponowanej metody. Dokładność przedstawionej metody ściśle zależy od wyboru punktów należących do powierzchni kontaktu. Prawidłowy ich wybór gwarantuje uzyskanie oczekiwanego ułożenia kości w numerycznych modelach kończyn.

LITERATURA

- [1] Casolo F., Legnani G., A new approach to identify kinematic peculiarities in human motion, XII International Congress of Biomechanics ISB, 26-30 June 1989 University of California, Los Angeles, USA.
- [2] Chen Z., Jin Z., Prediction of in-vivo kinematics and contact track of total knee arthroplasty during walking, *Biosurface and Biotribology*, vol. 2, 2016, p.86–94.
- [3] Gaudreault N., Hagemester N., Poitras S., Guise d. A. J., Comparison of knee gait kinematics of workers exposed to knee straining posture to those of non-knee straining workers, *Gait & Posture*, vol. 38, 2013, p.187–191.
- [4] Gerus P., Sartori M., F. Besier T., Fregly J. B., Delp L. S., Banks A. S., Pandy G. M., D'Lima, David G. Lloyd, Subject-specific knee joint geometry improves predictions of medial tibiofemoral contact forces, *Journal of Biomechanics*, vol. 46, 2013, p.2778–2786.
- [5] Golubović Z., Popović Z., Milenković S., Stojiljković P., Stevanović G., Radovanović Z., Golubović I., Trenkić M., Najman S., Petrović S., Missile Injury of the Knee Joint, *Scientific Journal of the Faculty of Medicine in Niš*, 2013, vol. 30(4), p.225-231.
- [6] Guess M. T., Razu S., Loading of the medial meniscus in the ACL deficient knee: A multibody computational study, *Medical Engineering and Physics*, vol. 41, 2017, p.26–34.
- [7] Howells R. N., Brunton R. L., Robinson J., Porteus J. A., Eldridge D. J., Murray R. J., Accurate knee dislocation: An evidence based approach to the management of the multiligament injured knee, *Injury, Int. J. Care Injured*, vol. 42, 2011, p.1198-1204.
- [8] Klekiel T., Będziński R., Finite element analysis of large deformation of articular cartilage in upper ankle joint of occupant in military vehicles during explosion, *Archives of Metallurgy and Materials*, Vol 60, Issue 3B, 2015.
- [9] Klekiel T., Biomechanical analysis of lower limb of soldiers in vehicle under high dynamic load from blast event, *J. Series on Biomechanics*, vol. 29, 2-3, 14-30, 2015.
- [10] Rahman M., Cil A., P. Stylianou A., Prediction of elbow joint contact mechanics in the multibody framework, *Medical Engineering and Physics*, vol. 38, 2016, p.257–266.
- [11] Rossi R., Dettoni F., Bruzzone M., Cottino U., D'Elcico G. D., Bonasia E. D., Clinical examination of the knee: know your tools for diagnosis of knee injuries, *Rossi et al. Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 2011, vol. 3, p.25.
- [12] Sancisi N., Gasparutto X., Parenti-Castelli V., Dumas R., A multi-body optimization framework with a knee kinematic model including articular contacts and ligaments, *Meccanica*, 2017, vol. 52, p.695–711.
- [13] Vauhnik R., Morrissey C. M., Rutherford M. O., Turk Z., Pilih A. I., Perme P. M., Correlates of knee anterior laxity in sportswomen, *The Knee*, vol.16, 2009, p.427–431.

- [14] Wilson D. R., O'Connor J.J., A three-dimensional geometric model of the knee for the study of joint, *Gait& Posture*, 1997, p.108-115.
- [15] Winby R. C., Lloyd G. D., Besier F. T., Kirkb B. T., Muscle and external load contribution to knee joint contact loads during normal gait, *Journal of Biomechanics*, vol.42, 2009, p.2294–2300.

A METHOD FOR POSITIONING THE GEOMETRICAL MODELS OF HUMAN JOINTS IN DIFFERENT POSITIONS

Abstract: This paper presents the method to preparation geometrical models in which the suitable position is required. The author applied the Newton algorithm to finding solution for nonlinear set of equations. These equations are prepared from general relations between independent coordinates. Application was realized in VBA language based on data received from model generated in ANSYS Inc. Software. The proposed method was examined for finding position problem for the fibula and tibia bones in knee joint for different angles during bending of knee. The error of solutions was determined as a mean distance between selected spaces. The results were compared on the space selected to represented the cartilage contact in the joint.

Daria KRAUZ¹, Anna ZIĘBOWICZ², Bohdan BĄCZKOWSKI³,

¹SKN Inżynierii Biomedycznej „Synergia”, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska,

²Zabrze Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze,

³Katedra Protetyki Stomatologicznej, Warszawski Uniwersytet Medyczny, Warszawa

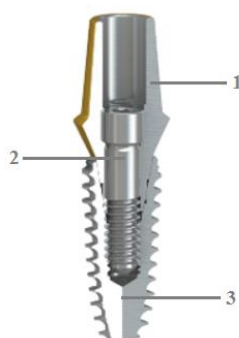
OCENA JAKOŚCI STANU POWIERZCHNI WSZCZEPU ŚRÓDKOSTNEGO PO JEGO DEZINTEGRACJI Z KOŚCIĄ

Streszczenie: Celem pracy była ocena jakości stanu powierzchni implantu, która mogłaby wskazywać na przyczynę utraty integracji wszczepu śródkostnego. Badania obejmowały obserwacje mikroskopowe oraz analizę składu chemicznego wszczepu śródkostnego w mikroskopie skaningowym firmy ZEISS SUPRA 35 wyposażonego w detektor SE. Potwierdziły one wykonanie implantu ze stopu Ti-6Al-4V oraz wskazały na zaistniały proces osteointegracji. Powodem utraty zintegrowanego wszczepu było prawdopodobnie przeciążenie mechaniczne oraz złe nawyki higieniczne, palenie tytoniu oraz współistniejąca choroba przyzębia i wywołane nią periimplantitis.

Słowa kluczowe: wszczep śródkostny, osteointegracja, SLActive, SEM

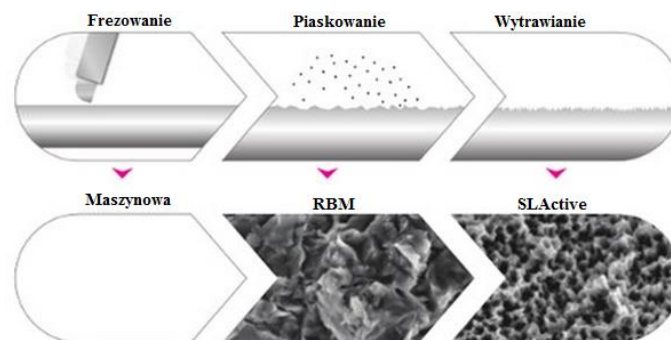
1. WPROWADZENIE

Problem częściowych braków uzupełnienia może dotknąć każdego człowieka. U pacjentów z brakami uzębienia można zastosować implanty stomatologiczne, których wprowadzenie pozwala na odbudowę utraconych zębów, a także prawidłowe odtworzenie funkcji żucia pokarmu, wyglądu estetycznego oraz artykulacji dźwięków [1]. Wszczepiony system implantologiczny złożony jest przeważnie z trzech elementów: wszczepu śródkostnego, śruby łączącej i łącznika (Rys. 1).



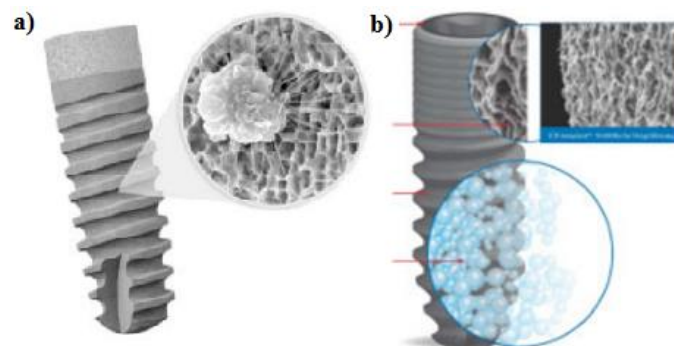
Rys.1. Schemat budowy systemu implantologicznego: 1- łącznik, 2- śruba łącząca, 3- wszczep śródkostny [2]

Wpływ na osteointegrację, czyli bezpośrednie połączenie strukturalne i funkcjonalne kości z powierzchnią implantu stomatologicznego ma protokół zabiegowy, materiał, z którego wykonany jest wszczep, czas obciążenia funkcjonalnego wszczepu oraz rodzaj warstwy wierzchniej wszczepu śródkostnego [3]. W celu zapewnienia lepszego połączenia implantu stomatologicznego z kością, producenci poddają jego powierzchnie specjalnym zabiegom, do których najczęściej należy: **natryskiwanie hydroksyapatytem (HA)** – powstała porowata struktura zbliżona jest składem do tkanki kostnej, umożliwiając szybkie przerastanie tkanki kostnej w głąb porów i zapewniając lepszą stabilizację implantu z kością. Chropowatość takiej powierzchni Ra wynosi około $8,2 \div 10,2 \mu\text{m}$; **piaskowanie i trawienie (SLA)** – polegające na poddaniu powierzchni implantu piaskowaniu, a następnie wytrawianiu np.: piaskowanie Al_2O_3 i trawienie $\text{HCl} + \text{H}_2\text{SO}_4$. Chropowatość tej powierzchni wynosi Ra $1 \div 3 \mu\text{m}$ [4]; **wytworzenie powierzchni hydrofilnej (SLActive – Rys. 2)** – powstaje w wyniku trzyetapowej obróbki: maszynowej obróbki frezarskiej, piaskowaniu powierzchni materiałem o dużej ziarnistości ok. $25\text{-}50 \mu\text{m}$ (może być przeprowadzone za pomocą SiO_2 , Al_2O_3 , TiO_2 lub fosforanu wapnia) oraz wytrawianiu powierzchni mieszaniną kwasów $\text{HCl} + \text{H}_2\text{SO}_4$ w celu usunięcia drobinek np. krzemu, a następnie przechowywaniu w roztworze NaCl [4, 5]. Głównym celem tych działań jest utworzenie porowatej struktury, umożliwiającej szybkie przerastanie tkanki kostnej w głąb porów [6].



Rys.2. Proces obróbki powierzchni SLActive [5]

Oprócz modyfikacji powierzchni implantu stomatologicznego (Rys. 3) wpływ na powodzenie procesu osteointegracji ma technika wykonania zabiegu wprowadzania wszczepu, jego właściwości fizyko-chemiczne, jakość kości, pierwotna stabilizacja implantu (zależna przede wszystkim od rodzaju połączenia gwintowego) oraz sposób obciążania wszczepu śródkostnego protezą. Niestety, w niektórych przypadkach pomimo osteointegracji, implant zostaje usunięty z organizmu [7].



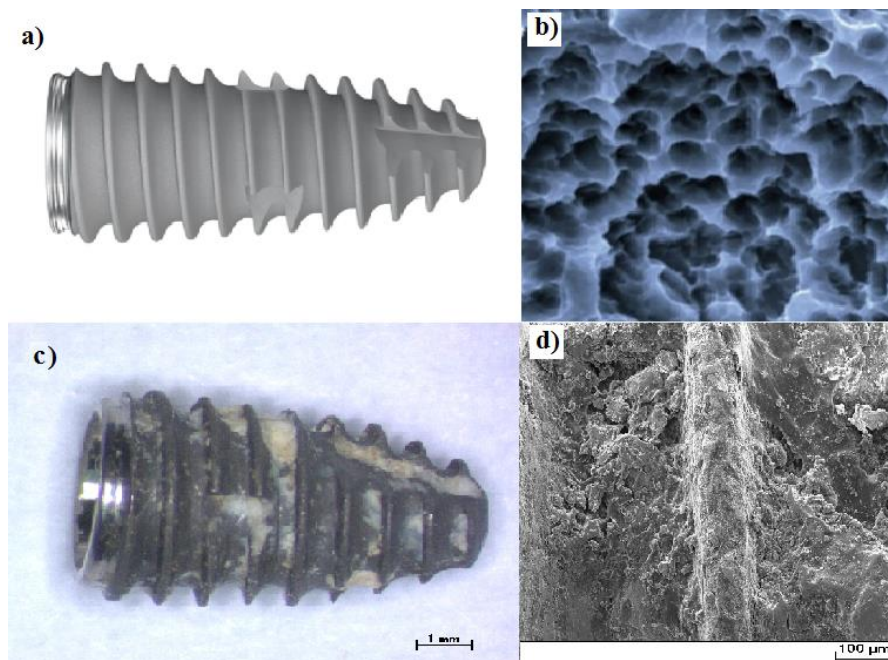
Rys.3. Przykładowe modyfikacje powierzchni wszczepu śródkostnego: a) SLA, b) SLA Active [5, 8]

3. MATERIAŁ BADAWCZY

Badaniom poddano implant stomatologiczny firmy Straumann, uzyskany od pacjenta po sześciu miesiącach przebywania w tkankach kostnych układu stomatognatycznego (Rys. 5c), zgodnie z protokołem postępowania Bränemarka dla obciążenia odroczonego. Czas wgajania się wszczepów nieobciążonych z powierzchniami trawionymi i piaskowanymi wynosi odpowiednio w klasycznym protokole 3 miesiące dla kości żuchwy i 6 miesięcy dla kości szczęki. Zadaniem powierzchni SLA Active było skrócenie czasu wgajania wszczepu śródkostnego z 6–8 tygodni (czas wgajania implantu dla powierzchni piaskowanej i trawionej – SLA) do 3–4 tygodni. Wpływ na to miał wzrost kontaktu powierzchni implantu stomatologicznego z kością, zwiększenie wolnej energii powierzchniowej, wywołującej aktywność chemiczną powierzchni implantu oraz na zwiększenie adsorpcji białek na powierzchni kontaktu implant – kość ułatwiającej osteointegrację [8]. Ponadto zapewnione zostaje zachowanie dłuższej stabilności pierwotnej i wzrost wtórnej.

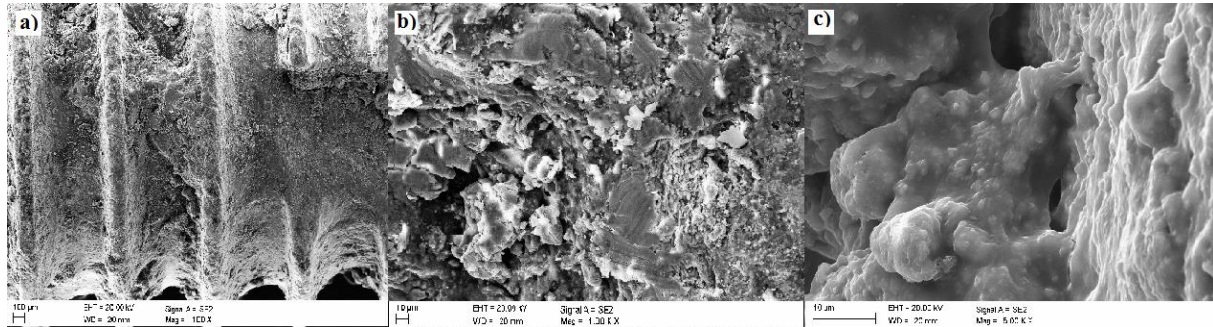
4. METODYKA BADAŃ

Metodyka badań powierzchni wszczepu śródkostnego obejmowała obserwacje mikroskopem stereoskopowym, badanie SEM mikrostruktury materiału oraz analizę składu chemicznego. Przeprowadzone obserwacje mikroskopem stereoskopowym wykazały znaczne rozwinięcie powierzchni wszczepu śródkostnego, w tym występowanie licznych wgłębień, szczelin i nierówności, które umożliwiły wrastanie tkanek i zapewniały tym samym dobrą stabilność implantu. Na powierzchni wszczepu śródkostnego zauważono wrosniętą tkankę kostną, potwierdzającą zaistnienie procesu osteointegracji gwarantującego uzyskanie stabilności wtórnej (Rys. 4c).



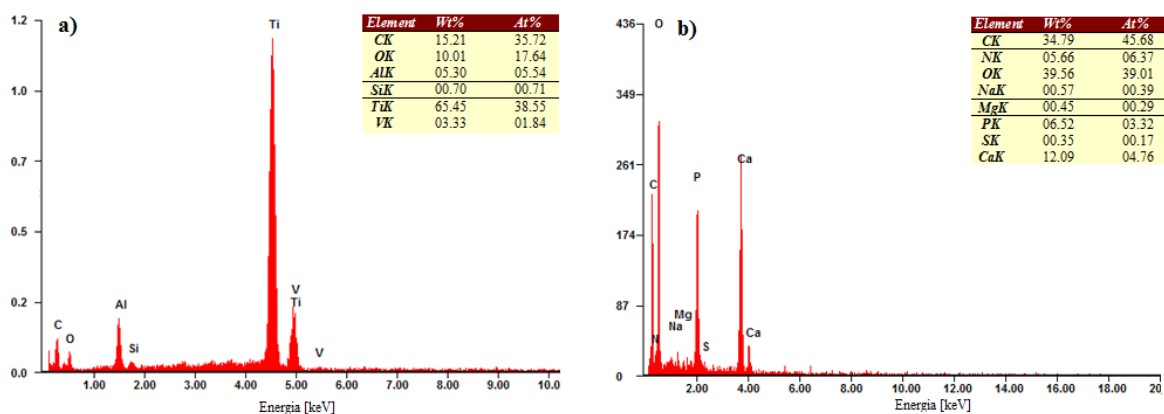
Rys.4. Wszczep śródkostny: a) model implantu, b) powierzchnia SLActive wszczepu śródkostnego w stanie wyjściowym [5], c) po 6-miesięcznym okresie przebywania w jamie ustnej z narośniętymi tkankami kostnymi (mikroskop stereoskopowy pow. 9,6 x), d) obraz SEM (mikroskop skaningowy pow. 1000 x)

Badanie SEM powierzchni implantu stomatologicznego przeprowadzono w mikroskopie skaningowym firmy ZEISS SUPRA 35 wyposażonym w detektor SE. W związku z występowaniem tkanki kostnej (Rys. 4c, 4d, 5) na powierzchni wszczepu śródkostnego (powodującej brak przewodności), próbkę poddano procesowi napylenia warstwą złota z wykorzystaniem napyłarki firmy Bal-Tec Capovani Brothers Inc. Cały proces trwał 80 sekund przy natężeniu prądu 40 mA, a grubość napyłonej warstwy wynosiła 20 nm.



Rys.5. Powierzchnia gwintu wszczepu śródkostnego z wrosniętą tkanką kostną a) pow. 100 x, b) pow. 1000 x, c) pow. 5000 x

Analiza składu chemicznego pozwoliła na identyfikację pierwiastków wchodzących w skład materiału, z którego został wykonany wszczep śródkostny oraz sprawdzenie obecności pierwiastków charakterystycznych dla nowopowstającej kości czy też tkanki łącznej. Analiza polegała na wysłaniu wiązki elektronowej na wskazaną powierzchnię próbki, zbadaniu jej i wytworzeniu promieniowania X, zbieranego przez detektor SE. Na podstawie uzyskanych wyników materiał wszczepu śródkostnego zakwalifikowano do grupy stopów tytanu, stopu Ti-6Al-4V, o czym świadczył duży procent udziału tytanu, wanadu i aluminium zamieszczony na wykresie i w tabeli na Rys. 6a. Podczas analizy dokonano również identyfikacji tkanki pojawiającej się na wszczepie śródkostnym. Zaobserwowano wysoki procent występowania pierwiastków sugerujących obecność fibroblastów odpowiedzialnych za proces zapalny, a w jego konsekwencji wystąpienie dezintegracji wszczepu z tkankami kostnymi (Rys. 6b.).



Rys.6. Analiza składu chemicznego a) wszczepu śródkostnego, b) tkanki kostnej

3. PODSUMOWANIE

Podjęta analiza jakości stanu powierzchni implantu miała na celu wskazanie przyczyny utraty integracji wszczepu śródkostnego z tkanką kostną. Przeprowadzone obserwacje z wykorzystaniem mikroskopu stereoskopowego i skaningowego umożliwiły dokonanie dokładnej oceny powierzchni gwintu wszczepu śródkostnego. Badania te nie wskazały na występowanie śladów użytkowych na powierzchni implantu w postaci uszkodzeń mechanicznych (wykruszeń i nieciągłości struktury), co więcej potwierdziły występowanie tkanki kostnej, świadczącej o zaistniałym procesie osteointegracji implantu z kością (Rys. 5, 6b). Oznacza to, że stop Ti-6Al-4V został odpowiednio zmodyfikowany, umożliwiając na jego powierzchni adsorpcję wody, jonów, białek, adhezję komórek kościotwórczych oraz ich namnażanie się i różnicowanie. Jednakże wysokie stężenie procentowe pierwiastków świadczyć może o wystąpieniu stanu zapalnego w obszarze zaimplantowanego wszczepu. Periimplantitis jest jedną z głównych przyczyn indywidualnych prowadzących do dezintegracji implantu, powstającą najczęściej na skutek nieprzestrzegania higieny jamy ustnej, infekcji bakteryjnej, choroby przyzębia, stresu oraz czynników genetycznych. W dostępnej literaturze pojawiają się także wzmianki na temat negatywnego wpływu palenia tytoniu na otaczające implant tkanki, powodując ich niedokrwienie, a także zmianę mikroflory jamy ustnej prowadzącą do wzrostu ilości bakterii beztlenowych i wzrostu aktywności bakterii *Staphylococcus aureus* odpowiedzialnych za zapalenie przyzębia. Dodatkowo, nikotyna zawarta w papierosach wpływa niekorzystnie na tkankę łączną wokół implantu, upośledzając proces osteointegracji i wydłużając czas gojenia kości [9]. Przeprowadzony wywiad lekarski z pacjentką wskazuje na wypalanie przez nią około 40 sztuk papierosów dziennie.

Biorąc pod uwagę badania [10] można również stwierdzić, że czynnikami niepowodzenia implantacji mogły być mikroruchomość wszczepu śródkostnego, uraz chirurgiczny, infekcja bakteryjna, upośledzone gojenie w wyniku chorób układowych, nadmierne obciążenie oraz niedostateczna stabilizacja pierwotna implantu.

LITERATURA

- [1] Marciniak J.: Biomateriały, Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2013.
- [2] Ziębowicz A., Ziębowicz B., Bączkowski B.: Electrochemical behavior of materials used in dental implantological systems, *Solid State Phenomena*, vol. 227, 2015, s.447-450.
- [3] Spiechowicz E.: Protetyka stomatologiczna, PZWL, Warszawa 2015.
- [4] Nitwinko E., Ziębowicz A.: Modyfikacja powierzchni tytanowych wszczepów filarowych, *Prace SKN*, vol 1, 2012, s. 35-44.
- [5] Materiały firmy Straumann, <http://www.straumann.co.uk/>, [dostęp 14.03.2016].
- [6] Implantologia. Stomatologia praktyczna, wydanie I polskie pod redakcją S.W. Majewskiego, Urban & Partner, Wrocław 2004.
- [7] Majewski S.: Współczesna protetyka stomatologiczna. Podstawy teoretyczne i praktyka kliniczna, Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2014.
- [8] Implanty i ich powierzchnia, <http://www.klinikaimplantologiczna.pl/>, [dostęp 08.05.2016].
- [9] http://www.dentaltribune.com/articles/news/poland/24643_analiza_porownawcza_wystpowania_periimplantitis_kliniczne_obserwacje_4-letnie_.html, [dostęp 10.11.2016].
- [10] Frank Sz., Jodko M., Wojtowicz A.: Ocena porównawcza stabilizacji pierwotnej implantów stomatologicznych, *Dental Forum*, vol. 1, 2012, s.75-81.

QUALITY EVALUATION OF INTRAOSSEOUS IMPLANT SURFACE CONDITION AFTER THE UNSUCCESSFUL PROCESS OF OSSEOINTEGRATION

Abstract: The aim of the study was the quality assessment of the state of the surface of the implant. The study included microscopic observations and analysis of the chemical composition of the implant intraosseous scanning microscope ZEISS SUPRA 35 equipped with a detector SE. They confirmed the execution of the implant alloy Ti-6Al-4V, and pointed to an apparent process of osseointegration. The reason of incorrect implants integration was probably mechanical overload or poor hygiene habits, smoking and periodontal disease – periimplantitis.

Agnieszka MATERAC¹, Adam NIEŚŁONY¹

¹Katedra Mechaniki i Podstaw Konstrukcji Maszyn, Wydział Mechaniczny, Politechnika Opolska, Opole

PROJEKT STANOWISKA DO BADAŃ WYTRZYMAŁOŚCI POŁĄCZENIA KLEJONEGO STOSOWANEGO W PROTETYCE STOMATOLOGICZNEJ

Streszczenie: Połączenie klejone może zostać zniszczone pod wpływem codziennego funkcjonowania żuchwy pacjenta. Prowadzi to do rozłączenia korony zęba z łącznika implantu. Stanowisko do badań wytrzymałościowych połączenia klejonego może przynieść wiele korzyści dla badań i nauki. Wyniki badań wykonanych na stanowisku w skuteczny sposób będą mogły przyczynić się do określenia trwałości doraźnej i zmęczeniowej tego typu połączenia w implancie stomatologicznym osadzonym w szczęce pacjenta.

Słowa kluczowe: połączenie klejone, implant stomatologiczny, stanowisko do badań wytrzymałościowych

1. WSTĘP

Coraz więcej osób decyduje się na trwałe uzupełnienie ubytków jamy ustnej przy pomocy implantów stomatologicznych. Jeszcze do niedawna głównym powodem podejmowania się leczenia implantacyjnego była jedynie estetyka oraz komfort psychiczny pacjentów. Nauka usłyszała o implantach stomatologicznych dopiero 30 lat temu, dzięki pracy zaprezentowanej przez Per-Ingvar'a Brånemark'a [4]. Zapoczątkował on badania, nie tylko nad estetycznym wpływem systemów implantów na szczękę pacjentów, ale także nad biologicznymi aspektami wprowadzania tytanowej śruby w kość oraz nad bezpieczeństwem metody leczenia. Postęp technologiczny umożliwił również prace nad wytrzymałością i trwałością poszczególnych elementów składających się na konstrukcję implantu stomatologicznego [4, 13].

Obecnie implantologia dysponuje szerokim wachlarzem różnorodnych metod oraz materiałów stosowanych na implanty dentystyczne. Mimo to, bardzo często spotyka się przypadki wybiegające poza przyjęte metody leczenia implantacyjnego. Najczęstsze problemy stwarza wpływ kształtu implantu na procesy osteointegracji z kością pacjenta oraz kształt korony zęba przyklejanej do łącznika. Znanym problemem, z którym borykają się dentyści na całym świecie, jest konieczność zamontowania na łączniku korony zęba z nawisem większym niż standardowo jest to stosowane. Dzieje się tak w przypadkach, gdy średnica instalowanego implantu musi być znacznie mniejsza od zalecanej. Zbyt duży nawis prowadzi do wykuszania się kleju, który jest spoiwem korony z metalowym łącznikiem. Ostatecznie prowadzi to do odpadnięcia korony z konstrukcji implantu.

2. POŁĄCZENIE KLEJONE

W protetyce stomatologicznej stosuje się powszechnie dwie metody osadzania korony zęba na łączniku [6]:

- przykręcanie,
- klejenie (cementowanie).

Przykręcanie korony jest metodą nieskomplikowaną i korzystną finansowo dla szybkiego uzupełnienia ubytków jamy ustnej pacjenta. Polega na zamontowaniu w implancie standardowego łącznika lub z pochyłem 15°, 20° lub 30°. Na nim umieszczana jest korona z otworem dla śrub, którymi przykręcana jest górna część konstrukcji. Następnie otwory zostają zalakowane [5, 6]. Takie rozwiązanie jest wytrzymałe i trwałe, jednak dość problematyczne, gdy występuje konieczność wymienienia korony zęba na nową. Końcowy efekt jest mniej estetyczny niż ten, który uzyskuje się przy zastosowaniu cementowania.

Cementowanie jest popularniejszym sposobem i stosowane jest znacznie częściej niż przykręcanie korony zęba śrubami mocującymi. Zapewnia znacznie lepszy efekt estetyczny, ze względu na brak widocznych miejsc lakowania otworów na śruby [6]. Połączenie klejone pomiędzy łącznikiem a koroną nie jest tak wytrzymałe jak przykręcanie, jednak nie przeszkadza to w codziennym funkcjonowaniu szczęki pacjenta. Dodatkowo ułatwia kontrolowanie procesu osadzenia korony, a w razie potrzeby – jej usunięcie bez konieczności rozwiercania laku.

Rozwiązanie to nie jest jednak pozbawione wad. Problemem w tym sposobie łączenia jest wykruszanie się kleju pod wpływem dużego i zmiennego obciążenia złącza. Taką sytuację obserwuje się szczególnie wtedy, gdy występuje konieczność osadzenia na łączniku korony o nietypowym kształcie, jak np. koronę z nadmiernym, jedno- lub dwustronnym nawisem. Pod wpływem wykonywanej pracy szczęki pacjenta połączenie może ulec uszkodzeniu, co w konsekwencji prowadzi do wypadnięcia korony zęba z konstrukcji implantu.

Badania symulacyjne przeprowadzone na koronie zęba bez nawisu i z nawisem wykazują, że występowanie nawisu, który swoją wielkością nie przekracza 3 mm w stosunku do korony dopasowanej standardowymi metodami, może wpływać bardzo negatywnie na konstrukcję i stabilizację implantu stomatologicznego. W tabeli 1 przedstawiono autorskie wyniki badań, które wstępnie określają wartości maksymalnych naprężeń w połączeniu klejonym [14].

Tabela 1. Wyniki analizy dla korony z nawisem i korony bez nawisu [14]

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

Oprócz sił okluzyjnych, na połączenie ma również wpływ środowisko biologiczne jamy ustnej, które negatywnie wpływa na strukturę implantu oraz na wytrzymałość materiałów protetycznych [9]. W literaturze brak efektywnych badań eksperymentalnych górnego połączenia konstrukcji implantu, które określiłyby wytrzymałość połączenia klejonego pomiędzy standardowym metalowym łącznikiem a cyrkonową koroną zęba.

3. CHARAKTERYSTYKA KLEJÓW

Klejeniem nazywa się łączenie minimum dwóch komponentów przy pomocy cienkiej warstwy substancji scalającej te elementy. Ten rodzaj łączenia nie wpływa na strukturę klejonych materiałów, zachowując jej własności materiałowe, wytrzymałościowe oraz kształt powierzchni. Klejenie dodatkowo jest bardzo ekonomicznym rodzajem połączenia różnych rodzajów materiałów, a w związku z tym znalazło zastosowanie w wielu różnorodnych dziedzinach [17].

W stomatologii swoje zastosowanie znalazły cementy kompozytowe, które zaliczane są do klejów. Cementy kompozytowe charakteryzują się [15, 16]:

- bardzo dobrymi właściwościami mechanicznymi,
- największą wytrzymałością na ściskanie i rozciąganie,
- największą siłą wiązania z tkankami i materiałami,
- największą szczelnością,
- barwą zbliżoną do naturalnego zabarwienia powierzchni zębów,
- możliwością zastosowania jako materiał odbudowy ubytku w zębie.

Rozróżnia się kilka rodzajów cementów kompozytowych [15]:

- cementy kompozytowe konwencjonalne – twarde, odporne na ścieranie, zapewniają odpowiednie załamanie światła na podobieństwo naturalnych zębów. Wymagają precyzji przy nakładaniu, w związku z czym prace protetyczne są obciążone większym ryzykiem niepowodzenia,
- cementy kompozytowe samotrawiące – siła ich wiązania jest mniejsza od wyżej przytaczanych, jednak ich wytrzymałość jest wyższa. Rzadko obserwowana jest nadwrażliwość pozabiegowa,
- cementy kompozytowe samoadhezyjne – tak zwane żywice. Nie wymagają zastosowania żadnego systemu wiążącego. Wytrzymałość ich połączenia ze jest bardzo niska, ale nie wykazują wrażliwości na termocykliczne obciążenie oraz długotrwałe przechowywanie w wodzie.

Ogólnie można stwierdzić, że cementy kompozytowe stosowane w pracach protetycznych powinny spełnić jednocześnie kilka wymogów [1]:

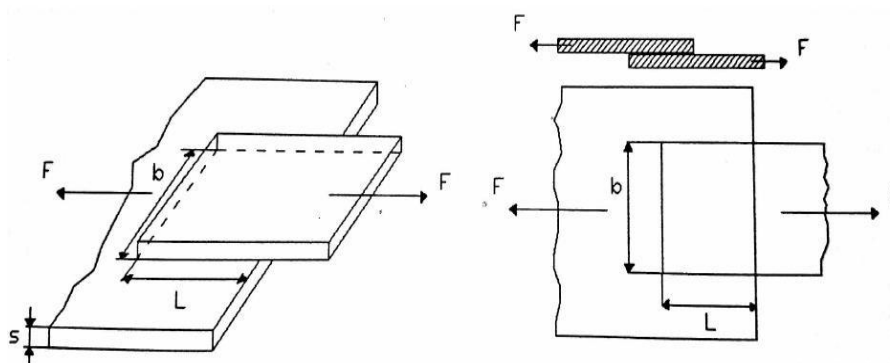
- być niedrażniące,
- nietoksyczne,
- biokompatybilne,
- wykazywać właściwości antibakteryjne,
- zdolne do łączenia się ze szkliwem, z zębina oraz materiałami stomatologicznymi oraz protetycznymi,
- nie powinny wykazywać mikroprzecieków,
- nie mogą rozpuszczać się w ślinie i płynach spożywczych,
- powinny posiadać odpowiednie właściwości mechaniczne, głównie odpowiednią wytrzymałość,
- być odporne na ścieranie,
- wykazywać minimalny skurcz pod wpływem twardnienia,
- posiadać odpowiedni czas trwania plastyczności zanim stwardnieją,
- łączyć zarówno przygotowane jak i nieprzygotowane powierzchnie materiałów [2].

4. MATERIAŁY I METODY

Wytrzymałość każdego rodzaju połączenia różnorodnych materiałów zależy od kilku kryteriów. Najważniejsze z nich to [2]:

- typ przylegania,
- własności materiałowe spoiwa,
- przygotowanie powierzchni materiałów,
- grubość powłoki spoiwa,
- temperatura klejenia,
- starzenie się materiału klejonego oraz samego kleju.

Najczęściej wytrzymałość danego połączenia bada się na ścinanie, rozciągając i ściskając dwie płytki materiału odpowiednich rozmiarów połączonech badanym spoiwem, spełniając zakładane kryteria (rys. 1).



Rys.1. Schemat badania połączenia dwóch płytek materiałów złączonych spoiwem, gdzie: F – siła, L – długość przyklejonej części płytki, b – szerokość przyklejonej części płytki, s – grubość płytki [2]

Do podstawowych obliczeń wytrzymałościowych złączy klejonych niezbędne jest wyznaczenie wartości modułu sprężystości samego kleju. W tym celu bada się próbki kleju wycięte z bloku utwardzanego kleju lub odlewane [8]. Planowane badania zakładają użycie popularnego stomatologicznego kleju kompozytowego o nazwie handlowej RelyX, którego wartość modułu sprężystości oraz pozostałych właściwości wytrzymałościowych zaczerpniętych od producenta zamieszczono w poniższej tabeli 2.

Tabela 2. Właściwości wytrzymałościowe kleju RelyX [15]

Właściwości wytrzymałościowe kleju kompozytowego RelyX podane przez producenta	Wartość [MPa]
Moduł sprężystości	3 900
Wytrzymałość na ściskanie	216
Wytrzymałość na rozciąganie	44,5
Wytrzymałość na zginanie	60
Twardość wg Vickersa	44

Kleje RelyX są ogólnie cementami na bazie tlenku cynku. Nie zawiera eugenolu w swoim składzie. Zapewnia to uniwersalność zastosowania produktu. Stosowany jest najczęściej podczas wykonywania precyzyjnych uzupełnień oraz przy osadzaniu tymczasowych, a także ostatecznych koron i mostów stomatologicznych. Zapewnia mocne połączenie z materiałami stomatologicznymi i protetycznymi, a także z metalowymi łącznikami [1].

Materiałem stomatologicznym, który wykorzystuje się w ostatnich latach coraz częściej jest tlenek cyrkonu. Stosowany jest na korony zębów, a także na łączniki, na których korony są osadzane. Badania nad jego zastosowaniem w stomatologii rozpoczęto dopiero od lat 90-tych XX wieku [7].

Główne zalety stosowania tlenku cyrkonu to [12]:

- odporność na korozję,
- duża twardość,
- wytrzymałość mechaniczna,
- największa wytrzymałość na zginanie spośród materiałów stomatologicznych i protetycznych,
- ograniczona możliwość rozprzestrzeniania się mikropeknięć w strukturze,
- dobre właściwości izolacyjne,
- brak negatywnych skutków jego oddziaływania na organizmy żywe,
- biokompatybilność,
- odpowiednia barwa,
- niski współczynnik porowatości,
- porównywalna wartość modułu sprężystości do stali, wynoszący 200 GPa,
- cementy kompozytowe zapewniają wytrzymałe klejenie elementów z tlenku cyrkonu,
- szacowana trwałość prac na podbudowie cyrkonowej wynosi 20 lat.

Drugim materiałem protetycznym najczęściej stosowanym w połączeniu klejonym jest stop kobaltowo-chromowy. Stosowany jest na metalowe elementy implantu stomatologicznego: śrubę mocującą oraz łącznik. Moduł sprężystości takiego stopu wynosi 220 GPa [10]. Głównym powodem stosowania tego typu materiału jest jego odporność na korozję.

Chrom zwiększa twardość stali i odgrywa znaczącą rolę w stopach wykorzystywanych na narzędzia protetyczne, zastosowanie chromu w większych ilościach (12÷30%) zapewnia właściwości antykorozyjne. Kobalt zwiększa znacząco twardość stali [3].

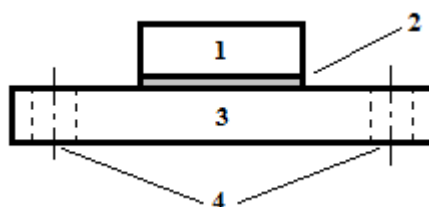
Równie często wykorzystywanym materiałem na elementy metalowe jest stal nierdzewna. Główną zaletą materiału jest odporność na korozję oraz wytrzymałość.

5. SCHEMAT POŁĄCZENIA KLEJONEGO

W pracy [18] zastosowane zostały dwie beleczki z dwutlenku cyrkonu o wymiarach 8 x 1,5 x 1,5 mm połączone klejem RelyX U200, które poddano badaniom wytrzymałości na ścinanie w specjalnie zaprojektowanym do tego celu urządzeniu.

Zakłada się, że próbki do omawianego stanowiska wykonane zostaną w podobny sposób, ale wykorzystane zostaną dwa rodzaje materiałów, w przeciwieństwie do wyżej przytaczanych badań. Pierwszym z nich zostanie stal nierdzewna lub stop kobaltowo-chromowy, często wykorzystywane na metalowy łącznik w górnym połączeniu implantu stomatologicznego. Drugim materiałem będzie tlenek cyrkonu, z którego ostatecznie wykonuje się korony zębów oraz mosty. Spoiwem zostanie klej stomatologiczny o handlowej nazwie RelyX bez eugenolu w swoim składzie.

Na podstawie próbki wykorzystywanej w pracy [18], norm oraz założeń projektowych zaproponowany został nowy kształt i geometria próbki do stanowiska. Schemat połączenia klejonego został przedstawiony na rysunku 2.



Rys.2. Schemat połączenia klejonego, gdzie: 1 – element wykonany z tlenku cyrkonu lub stopu kobaltowo-chromowego, 2 – klej stomatologiczny na bazie tlenku cynku, 3 – element wykonany ze stali nierdzewnej, 4 – otwory na śruby mocujące próbkę w stanowisku

6. STANOWISKO DO BADAŃ WYTRZYMAŁOŚCIOWYCH

Stanowisko ma posłużyć do badań wytrzymałościowych połączenia klejonego stosowanego w implantach stomatologicznych. Zakłada się przeprowadzenie badań z wykorzystaniem wzbudnika elektromagnetycznego jako źródła siły wymuszającej. Schemat projektu stanowiska został przedstawiony na rysunku 3.

Projekt składa się z czterech głównych elementów:

- wzbudnika elektromagnetycznego,
- czujnika siła,
- uchwytu regulowanego,
- uchwytu stałego.

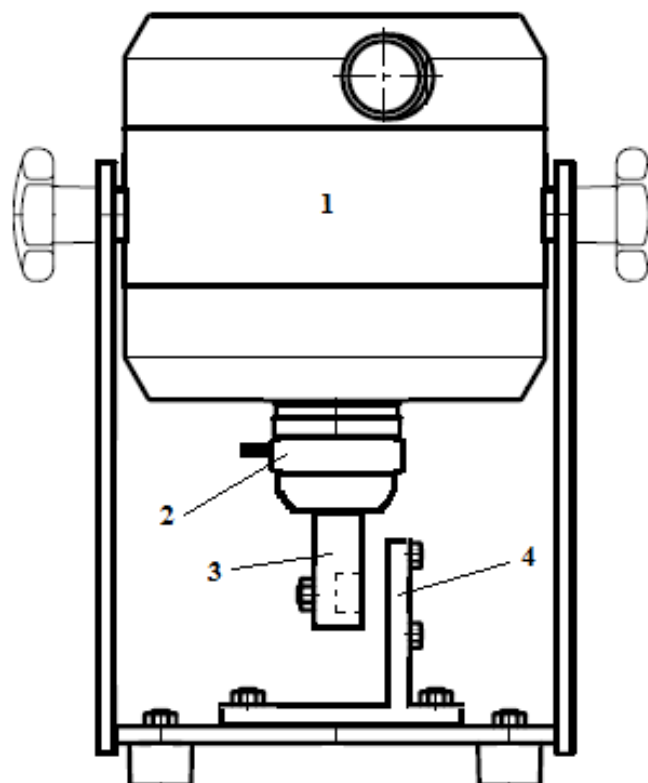
Wzbudnik elektromagnetyczny stanowi źródło siły działającej na zamontowaną próbkę.

Czujnik siły służy do rejestracji wytwarzanej siły podczas badania. Regulowany uchwyt stanowi integralną część stanowiska. Regulacja zapewnia jego dobre dopasowanie do wymiarów jednego z dwóch elementów połączenia klejonego, niwelując luki lub szczeliny.

Stały uchwyt przymocowany do ramy stanowi utwierdzenie dla stalowego elementu połączenia klejonego, które jest do niego przykręcane.

Prace zakładają testy z uwzględnieniem wpływu temperatury na trwałość złącza, ze względu na występujące zmiany cieplne w jamie ustnej [11]. Zakłada się zamontowanie miseczki wypełnionej substancją przypominającą ludzką ślinę o odpowiedniej temperaturze. W niej przeprowadzone zostanie badanie, aby maksymalnie odzwierciedlić warunki działające na połączenie klejonego.

Proponowane stanowisko stanowi projekt, koncepcję urządzenia do badań wytrzymałościowych, które jest w fazie konstruowania. Zaraz po zakończeniu przygotowywania stanowiska, zostaną uruchomione badania wstępne wykonywane według przytoczonych kryteriów.



Rys.3. Schemat stanowiska badawczego, gdzie: 1 – wzbudnik elektromagnetyczny, 2 – czujnik siły, 3 – regulowany uchwyt na część połączenia klejonego, 4 – uchwyt stały, do którego przykręcana jest próbka

7. WNIOSKI

Stanowisko do badań wytrzymałościowych połączenia klejonego może służyć pogłębieniu wiedzy z zakresu badań nad wytrzymałością złącza metalowego łącznika z cyrkonową koroną przy zastosowaniu kleju stomatologicznego – np. cementu kompozytowego. Ułatwi to wyznaczanie własności mechanicznych tego typu połączeń. Wyniki badań i ich analiza znacznie ułatwią szacowanie trwałości tego rodzaju połączenia w implancie zamontowanym docelowo w szczęce pacjenta. Brak efektywnych wyników badań utrudnia powodzenie leczenia implantacyjnego i szansa na jego prawidłowy przebieg. Dodatkowo prace badawcze umożliwią dalsze działania w kierunku określenia maksymalnego nawisu korony dla różnych średnic śrub implantów oraz dla przypadków niestandardowych.

LITERATURA

- [1] 3M ESPE: materiały produktów firmy – RelyX.
- [2] Adin H., Deniz M.E.: Investigation of the effect of different variables on strength of adhesive joints. *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik*, no. 45, 2014, p.869-878.
- [3] Bańkowski Z. (pod red.): Mały poradnik mechanika. Nauki matematyczno-fizyczne i ogólnotechniczne. Wydanie czternaste. Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 1976.
- [4] Brånemark P-I.: *The Osseointegration Book: From Calvarium to Calcaneus*. 1 edition. Berlin; Chicago: Quintessence Pub Co, 2006.
- [5] CAMLOG: CONELOG® Implant System. Katalog produktów 2012.

- [6] CAMLOG: Zbiór przypadków klinicznych. Zeszyt 1: Implantacje z wykorzystaniem systemów CAMLOG®.
- [7] Conrad H.J., Seong W.J., Pesun I.J.: Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J. Prosthet. Dent.*, no. 98, 2010, p.389-404.
- [8] Godzimirski J., Tkaczuk S.: Określanie właściwości mechanicznych spoin klejowych. *Technologia i Automatyzacja Montażu*, nr 3-4, 2004, s.95-97.
- [9] Hajduga M., Zdziech T.: Wpływ środowiska jamy ustnej na uzupełnienie protetyczne metalowo-ceramiczne. *Mechanika w Medycynie*, Rzeszów 2010, s.71-77.
- [10] Kayabasi O., Yüzbasioglu E., Erzincanli F.: Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advantages in Engineering Software*, no. 37, 2006, p.649-658.
- [11] Kordos P., Hunicz J., Niewczas A.: Stanowisko do przyspieszonych badań zmęczeniowych materiałów stomatologicznych. *Maintenance and Reliability*, nr 1, 2009, s.63-69.
- [12] Lasek K., Okoński P., Mierzwińska-Nastalska E.: Tlenek cyrkonu – właściwości fizyczne i zastosowanie kliniczne. *Protetyka Stomatologiczna*, nr 6, 2009, s.415-422.
- [13] Lazzara J. R.: Cechy systemu implantów stomatologicznych i ich potencjalny wpływ na uzyskanie i utrzymanie efektu estetycznego. *Implants*, nr 4, 2012, s. 20-26.
- [14] Materac A., Niesłony A.: Analiza stanu naprężenia w połączeniu łącznik-korona dla korony zęba z nawisem. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 9, 2015, s.79-82.
- [15] Marzec-Gawron M., Michalska S., Dejak B.: Właściwości współczesnych cementów kompozytowych oraz ich mechanika wiązania do szkliwa i zębiny. *Protetyka Stomatologiczna*, nr 3, 2012, s.173-180.
- [16] Mik A.: *Cementy w medycynie*. Laboratoria.net, 2013.
- [17] Osiński Z. (pod red.): *Podstawy Konstrukcji Maszyn*. Wydanie drugie. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 2010.
- [18] Wirwicki M., Topoliński T.: Shear strength testing of bonded joints of dental materials. *Solid State Phenomena*, no. 224, 2015, p.198-203.

ADHESIVE CONNECTION STRENGTH TESTING STAND CONCEPTION USED IN DENTAL PROSTHETIC

Abstract: Adhesive connection can be damage under the influence of the patient's jaw functioning, which leads to falling off the crown from the abutment. Strength testing stand for adhesive connection can bring many benefits to science and research. Such studies will greatly facilitate the estimation of fatigue life of this type of connection in the implant assembled in the jaw of the patient.

Anna PUKALUK¹, Anna M. RYNIOWICZ¹

¹Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki, AGH Akademia Górniczo-Hutnicza

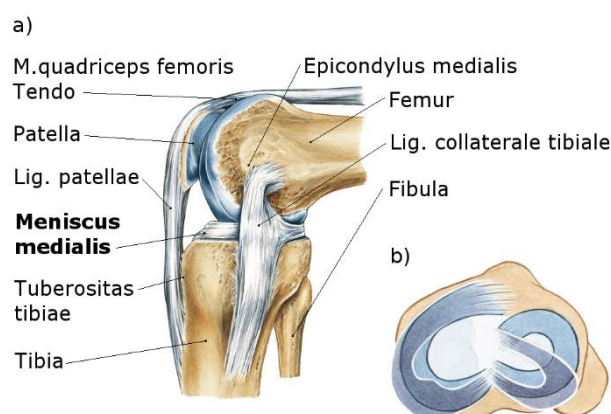
ŁĄKOTKI STAWU KOLANOWEGO – METODY REGENERACJI

Streszczenie: Łąkotki stawu kolanowego są kluczowymi strukturami zapewniającymi prawidłową pracę stawu, a ich usunięcie powoduje zapoczątkowanie nieodwracalnych zmian chorobowych na powierzchniach stawowych. Opracowano wiele metod leczenia uszkodzonych łąkotek, jednak każda z nich charakteryzuje się pewnymi ograniczeniami co do zastosowania. Przewyciężenie tych ograniczeń poprzez stworzenie implantu, który by doskonale zastępował anatomiczną łąkotkę, jest już podejmowanym, ale jeszcze niezrealizowanym wyzwaniem.

Słowa kluczowe: łąkotki stawu kolanowego, meniscectomia, inżynieria tkankowa, skafold, implant

1. USZKODZENIA ŁĄKOTEK

Łąkotki aktywnie uczestniczą w ruchu stawu kolanowego [1-4], przez co są silnie narażone na urazy. Podczas zginania i prostowania przemieszczają się w zakresie ponad jednego centymetra względem powierzchni stawowych. Przy prostowaniu przesuwają się w przód, a podczas zginania w tył (Rys. 1). Co więcej, to łąkotki sprawiają, że możliwe są ruchy obrotowe. W czasie rotacji kolana, jedna z łąkotek przesuwa się do przodu, a druga do tyłu, zależnie od kierunku skrętu.

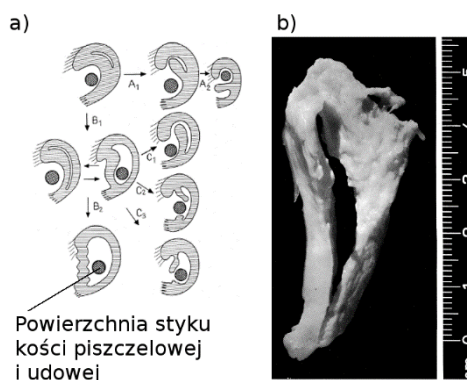


Rys.1. Łąkotki stawu kolanowego: (a) kolano w zgięciu, (b) zakres przesunięć łąkotek podczas zginania [3]

Przy zbyt gwałtownym wyproście stawu kolanowego, łąkotki mogą nie nadążyć za ruchem i zaklinować się. Inną przyczyną zaklinowania może być szybki skręt

z jednoczesnym zginaniem. Jest to typowa sytuacja w czasie jazdy na nartach – gwałtowne skręty podczas pozostawania w lekkim przysiadzie [4]. Wśród młodych pacjentów, urazy związane ze sportami kontaktowymi są najczęstszą przyczyną uszkodzeń łąkotek, które bardzo często powiązane są z urazem więzadła krzyżowego przedniego. Poza narciarstwem, w grupie sportów o zwiększonym ryzyku uszkodzenia łąkotek znajduje się piłka nożna, siatkówka i hokej [5,6]. Natychmiastowe symptomy to ból, opuchlizna i zablokowanie kolana. Zaobserwowano, że łąkotka przyśrodkowa ulega rozdarciu znacznie częściej niż łąkotka boczna [4,7].

Wśród dorosłych pacjentów uszkodzenia łąkotek towarzyszą zwykle zmianom zwyrodnieniowym. Wady wrodzone i torbiele łąkotkowe czynią łąkotkę bardziej podatną na uszkodzenia. Według Widuchowskiego [5], większość uszkodzeń stawu kolanowego to uszkodzenia łąkotek.



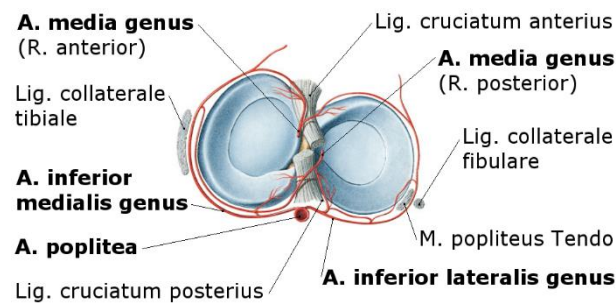
Rys.2. Uszkodzenia łąkotek: (a) rozwój prostego podłużnego rozdarcia – lewy góry róg – do złożonego: wzdłuż linii A do rozerwania brzeżnego tzw. języczka, wzdłuż linii B do tzw. rączki od wiadra, wzdłuż linii B-C do rozdartej rączki od wiadra (b) próbka łąkotki z rozdarciem typu rączka od wiadra [8]

Obszar, w którym występuje rozdarcie, a także jego rozmiar zależy od mechanizmu ruchu kolana i pozycji podczas urazu. Na rysunku 2 zaprezentowane są różne warianty rozdarć. Uszkodzenia złożone są zwykle następstwem postępującej degeneracji uszkodzenia prostego [7-9]. Skutkiem uszkodzonej łąkotki jest nieprawidłowa współpraca chrzęstnych powierzchni stawowych, sukcesywne pogarszanie się ich stanu, a w konsekwencji rozwój choroby zwyrodnieniowej.

2. MOŻLIWOŚĆ REGENERACJI ŁĄKOTKI W ZALEŻNOŚCI OD TYPU USZKODZENIA

Potencjał łąkotek do samoregeneracji jest niewielki z uwagi na ograniczenie ich unaczynienia jedynie do obszaru brzegu zewnętrznego (Rys. 3). Obszar ten w literaturze anglojęzycznej nazywany jest „red-red” [8] i zawiera także unerwione rogi łąkotek. Tzw. „white-white” część łąkotki jest nieunaczynionym i nieunerwionym brzegiem wewnętrznym. Pomiędzy nimi znajdują się strefa przejściowa zwana „red-white”.

Rozdarcia, które pojawiają się w strefie unaczynionej mają największą szansę na regenerację poprzez leczenie nieoperacyjne. Uważa się, że leczenie zachowawcze należy stosować w przypadku rozdarć podłużnych do 10 mm w strefie unaczynionej i do 3 mm w strefie nieunaczynionej [5].



Rys.3. Unaczynienie tętnicze łąkotek (prawy staw kolanowy) [3]

Badania przeprowadzone przez Hwang i Kwoh [10] pokazały, że odpowiednio przeprowadzona rehabilitacja skutkuje pożądanymi rezultatami w wielu przypadkach symptomatycznych rozdarć łąkotek, którym towarzyszy co najwyżej umiarkowany rozwój choroby zwyrodnieniowej. Trzy etapy leczenia, które łącznie trwały 6 tygodni, miały na celu zmniejszyć stan zapalny, zwiększyć ruchomość stawu, wzmocnić mięśnie, poprawić równowagę i koordynację. W przeprowadzonych badaniach, pozytywne wyniki uzyskano u 62% pacjentów.

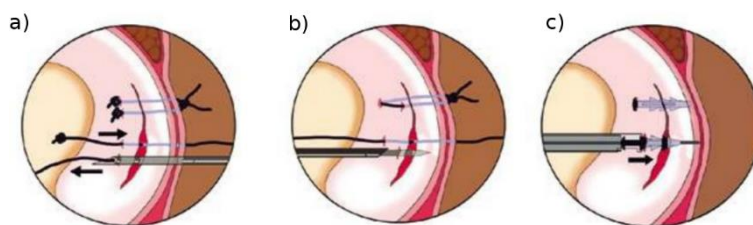
Podobne badania przeprowadzono w Chonnam National University Hwasun Hospital [11], gdzie skupiono się na poziomych rozwarstwieniach łąkotki przyśrodkowej. Po dwóch latach obserwacji wywnioskowano, że rehabilitacja może skutecznie zastąpić artroskopowe usunięcie łąkotki w przypadku pacjentów, których pourazowe odczucie bólu nie klasyfikowało do natychmiastowej operacji.

Meniscectomia (słowo pochodzi z języka greckiego i oznacza wycięcie łąkotki, „meniskos” znaczy „półksiężyc”, a „ektomia” – „wycięcie”) była w przeszłości uznawana za złoty środek w przypadku bólu kolana i ciągle jest powszechnie stosowana, pomimo tego, że wzmacnia postęp choroby zwyrodnieniowej, powoduje wzrost niestabilności kolana [12,13] oraz zanik masy mięśniowej w obrębie uda [14]. Wymienione konsekwencje stawiają w złym świetle usunięcie łąkotki i zachęcają do jej ochrony i regeneracji. Korzyści wynikające z leczenia zachowawczego są niekwestionowalne, ale ponieważ jego skuteczność jest mocno ograniczona lokalizacją i rozmiarem uszkodzenia, wielu pacjentów jest zmuszonych do poszukiwania innego rozwiązania.

3. ZSZYCIE JAKO PROCEDURA NAPRAWCZA

Od 1885 roku, kiedy to Annandale jako pierwszy zszył rozerwaną łąkotkę, wielu chirurgów z powodzeniem przeprowadza tę operację. Zszycie jest dedykowane dla rozdarć występujących w obszarze charakteryzującym się potencjałem do regeneracji. Kolejnym wymogiem jest techniczna możliwość zapewnienia ciągłości tkanki po zszyciu. Finalne kryterium to pozytywna ocena przywrócenia biomechanicznych funkcji łąkotki po zabiegu [5,15,16].

Rozróżnia się trzy techniki zszywania: outside-in, inside-out oraz all-inside (Rys. 4). Technika outside-in jest dedykowana dla rogu przedniego i rozdarć radialnych, podczas gdy metoda inside-out dla rogu tylnego, rozdarć na brzegach i typu rączka od wiadra. Obie wymienione metody wymagają użycia szwów. Technika all-inside może być stosowana z użyciem zarówno szwów jak i biowchłaniających elementów łączących, takich jak: kotwiczki, pinezki, strzałki czy śruby. Elementy łączące są zwykle stosowane w przypadku rozdarć podłużnych [17].



Rys.4. Techniki zszywania łąkotec: (a) outside-in, (b) inside-out, (c) all-inside [17]

W porównaniu do szwów, użycie elementów łączących jest łatwe i szybkie. Operacja na otwartym kolanie nie jest potrzebna, technika all-inside wykonywana jest jako zabieg artroskopowy, zatem ryzyko uszkodzenia nerwów lub tkanek miękkich jest istotnie zmniejszone [18]. Z drugiej strony, ta metoda wykazuje wiele wad, to jest: zmniejszona wytrzymałość łączenia, limitowana kompresja, zmienny profil wchłaniania, niepożądana reakcja na ciało obce, możliwość złamania łącznika, a nawet uszkodzenie przez niego tkanki chrzęstnej [17].

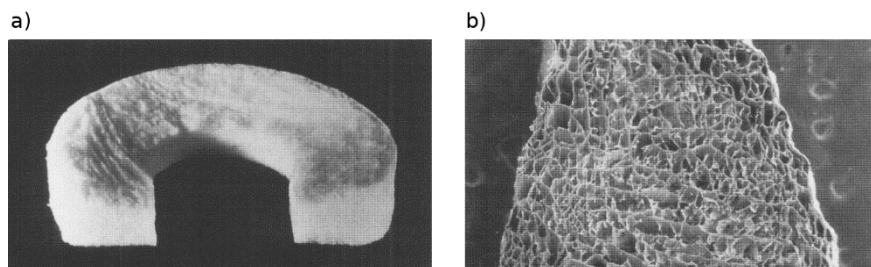
Pomimo tej samej techniki aplikacji i podobieństwa w budowie, elementy łączące powinny być rozpatrywane indywidualnie, a nie traktowane jako jedna metoda. Badania przeprowadzone w fińskim szpitalu klinicznym w Hatanpää [18] były skoncentrowane na porównaniu bioabsorbowalnych śrub i bioabsorbowalnych strzałek w regeneracji łąkotec. Dwuletnie obserwacje wykazały, że 29% pacjentów, u których zastosowano strzałki, doświadczyło uszkodzenia chrząstki na powierzchniach stawowych, podczas gdy nie zaobserwowano tego, u żadnego z pacjentów leczonego z zastosowaniem śrub. Z powodu tej znacznej różnicy porzucono stosowanie strzałek.

Zszywanie łąkotec można uznać za dobrą i bezpieczną metodę leczenia. Nie znajduje ona jednak zastosowania w przypadku złożonych uszkodzeń.

4. METODY REGENERACJI W OPARCIU O SKAFOLDY

W przypadku złożonych uszkodzeń nie ma technicznej możliwości połączenia oderwanych od siebie części łąkotec ani poprzez zszywanie, ani też inną technikę łączenia. Obecny standardem dla takich przypadków jest zastosowanie skafoldu. Ta matryca charakteryzująca się wysoką porowatością i biokompatybilnością, jest szablonem wspomagającym migrację komórek i wzrost tkanki [6,19].

Skafoldy kolagenowe (Rys. 5) i poliuretanowe (Rys. 7) są powszechnie stosowane podczas prób klinicznych. Skafoldy kolagenowe są zrobione z włókien kolagenowych typu I, z oczyszczonego wołowego ścięgna Achillesa i poddane procesom chemicznym w celu pozostawienia jedynie czystego kolagenu. Rezultatem jest struktura o średniej gęstości $0.2 \pm 0.02 \text{ g/cm}^3$, a rozmiary porów mieszczą się w zakresie od 75 do 400 μm [6,20].

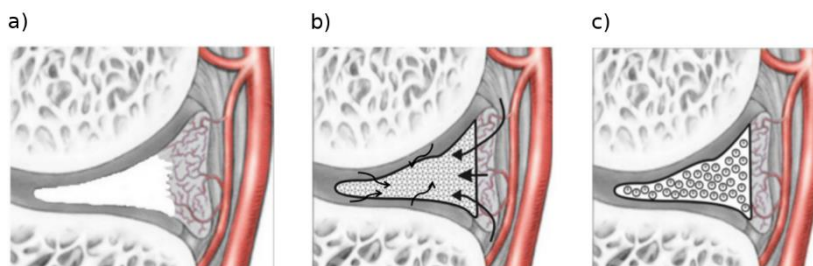


Rys.5. Kolagenowy skafold łąkotkowy: (a) fotografia, (b) obraz ze skaningowego mikroskopu elektronowego [19]

Alifatyczny poliuretanowy skafold Actifit [21] ma strukturę typu plaster miodu. Z cząsteczkowego punktu widzenia rozróżnia się dwa segmenty: miękki i uretanowy.

Segmenty miękkie stanowią około cztery piąte polimeru i odpowiadają za elastyczność. Pozostałe segmenty uretanowe zapewniają odpowiednią wytrzymałość.

Implantacja skafoldu jest zabiegiem artroskopowym. Pierwszym krokiem jest usunięcie uszkodzonej tkanki i rozszerzenie rany do strefy unaczynionej, tak aby zapewnić dopływ krwi do skafoldu (Rys. 6). Następnym krokiem jest zmierzenie zakresu usuniętej łąkotki i docięcie implantu z uwzględnieniem około 10% naddatku na skurcze po zszyciu. Następnie skafold jest włożony w miejsce brakującej tkanki i przyszyty do pozostawionego brzegu łąkotki. Duża porowatość skafoldu wspomaga przepływ komórek i składników odżywczych. Po około sześciu miesiącach obserwuje się przekształcanie pierwotnych włókien kolagenowych w chrzęstną tkankę włóknistą [6,20-23].

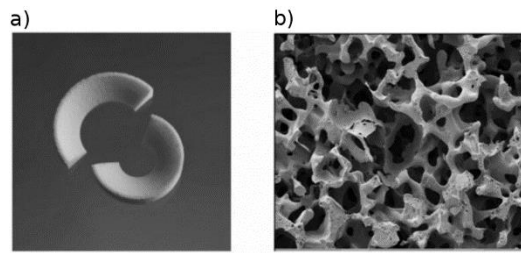


Rys.6. Koncepcja aplikacji skafoldu: (a) uszkodzona tkanka jest usunięta – biały obszar, (b) skafold jest przyszyty do zewnętrznego brzegu pozostawionej części łąkotki, następuje regeneracja tkanki poprzez migrację komórek z brzegu łąkotki i mazi stawowej, (c) tkanka po regeneracji przypomina anatomiczną łąkotkę i pełni jej funkcje [21]

Pierwsza kliniczna próba z zastosowaniem kolagenowego implantu łąkotki została przeprowadzona przez Stone, Steadman, Rodkey i Li [20], którzy opierali się na pozytywnie zakończonych badaniach przeprowadzonych na psach. Dopuszczonych do próby było dziewięciu pacjentów, którzy spełniali kryterium nienaprawialnego uszkodzenia łąkotki lub dużej straty tkanki łąkotki w stabilnym albo ustabilizowanym kolanie. Wyniki trzyletnich obserwacji wykazały, że implant kolagenowy wspomaga regenerację łąkotki. Skafold nie został ani odrzucony, ani nie spowodował intensywnego stanu zapalnego. Szpara stawowa nie uległa zwężeniu według badań radiograficznych.

W Bolonii [6] grupa naukowców przeprowadziła długoterminowe badania, w które było zaangażowanych trzydziestu trzech pacjentów, o średniej wieku 40 lat. Pacjenci zgodnie ze swoim własnym wyborem, byli przyjmowani do grupy badawczej lub kontrolnej. Podczas gdy grupa badawcza była poddawana leczeniu z wykorzystaniem kolagenowego implantu, grupa kontrolna przechodziła zabieg usunięcia łąkotki. Po dziesięcioletniej obserwacji wykazano, że stan zdrowia grupy badawczej znacznie przewyższa stan zdrowia grupy kontrolnej. U pacjentów po implantacji nie zaobserwowano zwężenia szpary stawowej, a sami pacjenci deklarowali mniejsze odczucie bólu w przeciwieństwie do pacjentów po meniscectomii.

W szpitalu uniwersyteckim w Ghent [22] przeprowadzono serię implantacji poliuretanowego skafoldu. Przez dwa lata obserwowano pięćdziesięciu dwóch pacjentów, którym nieregenerowalną część łąkotki zastąpiono skafoldem. Nie zaobserwowano odrzucenia skafoldu. Stan chrząstki na powierzchniach stawowych pozostał stabilny, a nawet poprawiony u ponad 90% pacjentów.



Rys.7. Alifatyczny poliuretanowy skafold Actifit: (a) warianty dla łąkotek: przyśrodkowej i bocznej, (b) porowata struktura skafoldu [21]

Inne badania dotyczące poliuretanowego skafoldu zostały przeprowadzone tylko dla łąkotek bocznych [23] i obejmowały pięćdziesięciu czterech pacjentów. W ciągu dwóch lat zaobserwowano bardzo niski wskaźnik niepowodzeń, jedynie 5,5% pacjentów wymagało operacji naprawczej. Nie rozpoznano żadnych efektów ubocznych, a ciągła poprawa była szczególnie wyraźna przez pierwszy rok po zabiegu.

Regeneracja łąkotek w oparciu o skafoldy przynosi obiecujące rezultaty. Głównym wymaganiem do zaklasyfikowania do tego typu zabiegu jest nienaruszony zewnętrzny brzeg łąkotki o grubości minimum 1 mm. Pewną niedogodnością jest też fakt, że skafoldy nie zastępują uszkodzonej tkanki, a jedynie stanowią strukturę wspomagającą regenerację, co skutkuje długim, trwającym od 16 do 24 tygodni okresem rehabilitacji po zabiegu [6,20-23].

5. PRZESZCZEPY ALOGENICZNE

Przeszczep alogeniczny jest najlepiej znanym zamiennikiem usuniętej lub silnie uszkodzonej łąkotki. Uważany jest już za operację, a nie próbę kliniczną [19]. Powszechnym przykładem zastosowania jest stabilne kolano po meniscectomii z niewielkim ubytkiem tkanki chrzęstnej na powierzchniach stawowych lub jako zabieg połączony z rekonstrukcją więzadła krzyżowego przedniego dla stawu kolanowego pozbawionego łąkotki anatomicznej.

Te same cechy, które sprawiają, że łąkotka ma słaby potencjał regeneracyjny, czynią ją doskonałą strukturą do przeszczepów. Z powodu unienaczynionego środowiska, łąkotki nie wykazują skłonności do stanów zapalnych i zespolenie naczyniowe nie jest wymagane. Z drugiej strony, techniki mocowania implantu zarówno do tkanki miękkiej, jak i kości mają wysoki wskaźnik niepowodzenia. Dodatkowe ryzyko i ograniczenia związane są ściśle z samym przeszczepem, czyli dostępnością tkanki o właściwym rozmiarze, odrzuceniem przeszczepu i ryzykiem przeniesienia chorób [6,19].

Wyróżniane są następujące rodzaje próbek do przeszczepów: kriokonserwowane, głęboko mrożone, świeże i liofilizowane. Świeże tkanki są najdroższe, ale rzadziej odrzucane w porównaniu do liofilizowanych i głęboko mrożonych. Dodatkowo przeszczepy świeże wspomagają mechaniczne zjednoczenie poprzez żywe komórki. Z drugiej strony komórki biorcy zastępują komórki dawcy, więc określenie najbardziej korzystnego typu przeszczepu jest zależne od konkretnego przypadku.

Interesującym substytutem dla ludzkiej anatomicznej łąkotki mógłby być xenograf, aczkolwiek do chwili obecnej próby są przeprowadzane jedynie na zwłokach i zwierzętach.

Alternatywą mógłby także być implant, który nie wymaga nieuszkodzonego brzegu tkanki, ale jest w stanie całkowicie zastąpić anatomiczną łąkotkę. To zdecydowanie bardziej złożone i wymagające wyzwanie jest nierozwiązane do chwili obecnej, chociaż próby są ciągle przeprowadzane.

Jedno z interesujących badań było przeprowadzone na królikach z użyciem skafoldu PGA-PLGA zasiedlonego komórkami [19]. Podczas sześciu tygodni obserwacji skafold nie wywołał reakcji immunologicznej, ani też nie zaobserwowano jego zniekształcenia,

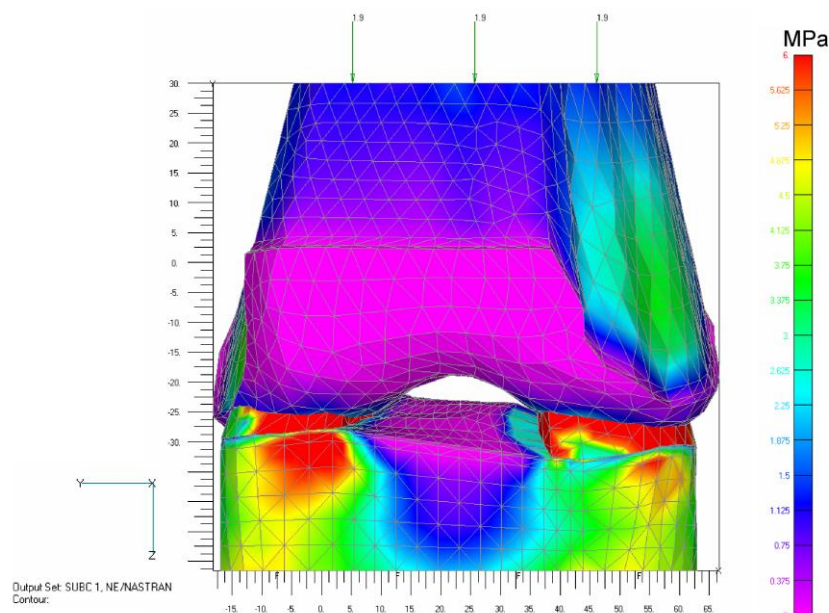
aczkolwiek zauważone zostały uszkodzenia chrząstki stawowej. Innym podejściem były próby z hydrożelem PVA [19], również przeprowadzane na królikach. W przeciwieństwie do implantu PGA-PLGA hydrożel wykazywał potencjał ochrony tkanki chrzęstnej. Kolejne badania obejmowały trzywarstwowy skafold z włóknistych protein jedwabiu, którego zewnętrzną część zasiedlono ludzkimi fibroblastami, a wewnętrzną chondrocytami. Zaprojektowana w ten sposób tkanka wykazywała wysokie podobieństwa do anatomicznej łąkotki w zakresie biochemicznym i biomechanicznym. Nerozwiązanym zagadnieniem jest jednak zapobieganie przed rozwarstwianiem się skafoldu [19].

Próby na zwierzętach są ciągle prowadzone, jednak zanim przeprowadzone zostaną testy kliniczne na ludziach, wymagane są dowody o skuteczności leczenia i braku zagrażających zdrowiu skutków ubocznych.

6. OMÓWIENIE

Przez wiele lat uważano łąkotki za struktury zbędne i były one usuwane przy każdym objawie bólu stawu kolanowego. Obecnie wiadomo, że są kluczowym organem dla zapewnienia prawidłowej biomechaniki i fizjologii kolana. Koordynacja ruchów, smarowanie i rozprowadzanie mazi stawowej otwierają długą listę funkcji łąkotek [5,9].

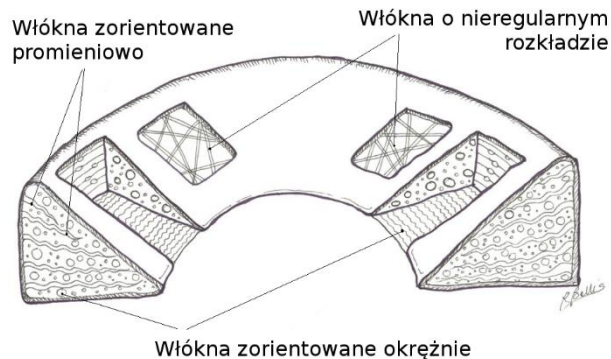
Rola łąkotek w przenoszeniu obciążeń wewnątrz stawu jest niekwestionowana. Udowodniona jest też w badaniach przeprowadzonych przez A.M. Ryniewicz [24]. Podczas tych badań największe naprężenia w stawie kolanowym zostały zaobserwowane w łąkotkach (Rys. 8), co potwierdza ich kluczową rolę w przenoszeniu i amortyzowaniu obciążeń.



Rys.8. Rozkład zredukowanych naprężeń w modelu prawego stawu kolanowego (widok z przodu) [24]

Kolejnym wyzwaniem, z jakim mierzą się łąkotki, jest ustanowienie granic dla maksymalnego wyprostowania i zgięcia kolana. Pomimo tego, że łąkotki mają dość duży zakres ruchu podczas pracy kolana, są one stabilnie połączone z innymi elementami stawu. Łąkotka przyśrodkowa jest przymocowana do kości piszczelowej poprzez więzadła łąkotkowo-piszczelowe, natomiast łąkotka boczna przez więzadła łąkotkowo-udowe do kości udowej. Co więcej, łąkotka przyśrodkowa jest przyrośnięta do więzadła pobocznego piszczelowego (Rys. 1), a obie łąkotki są połączone między sobą więzadłem poprzecznym kolana. Zewnętrzny brzeg łąkotek połączony jest z torebką stawową [1-3,5,9,25].

Aby poradzić sobie ze zmiennymi, wymagającymi warunkami panującymi w torebce stawowej, łąkotki zostały wyposażone w specjalną, anizotropową strukturę o zróżnicowanym rozkładzie włókien. Na prawie całym przekroju łąkotki włókna zorientowane są promieniowo, poza warstwą dolną, gdzie znajdują się głównie włókna okrężne i górną, w której występują drobne włókna o losowej orientacji (Rys. 9) [19].



Rys.9. Schemat rozmieszczenia i orientacji włókien w łąkotkach stawu kolanowego [19]

Jednym z najważniejszych zadań łąkotek jest ochrona tkanki chrzęstnej na powierzchniach stawowych. Jej uszkodzenie skutkuje rozwojem choroby zwyrodnieniowej, a brak objawów we wczesnej fazie, czyni ją jeszcze bardziej niebezpieczną. Możliwe jest jednak jej zdiagnozowanie poprzez metody radiologiczne jak na przykład obrazowanie rezonansem magnetycznym [26-29]. Według Groniewskiego i Krusia [30], choroba zwyrodnieniowa występuje u około 90% populacji w wieku powyżej 40 lat i może być wykryta radiologicznie, ale tylko 10% populacji doświadcza klinicznych objawów: bólu stawów, ich usztywnienia i deformacji. Choroba zwyrodnieniowa rozpoczyna się w warstwie chrzęstnej, która staje się żółta i chropowata. Z biegiem czasu chropowatość wzrasta, tworzą się szczeliny i odrywają fragmenty tkanki chrzęstnej, które pozostając w mazi stawowej powodują stan zapalny. Niepokryta chrząstką tkanka kostna ulega deformacji, przebudowuje się, twardnieje i upodabnia do kości słonowej. Przenoszenie obciążeń jest całkowicie zaburzone, tworzą się wyrośla kostne. Obecnie nie ma żadnej metody leczenia, dlatego też zapobieganie jest tak istotne.

Łąkotki boczna i przyśrodkowa odgrywają kluczową rolę w zapewnieniu stabilności kolana i ochronie chrzęstnych powierzchni stawowych. Z tego powodu konieczne jest ich właściwe i bezpieczne leczenie. Im mniej inwazyjna metoda, tym lepiej. Jeśli to tylko możliwe, poleca się zszycie jako sprawdzoną technikę regeneracji. Dla złożonych uszkodzeń obiecujące rezultaty daje implantacja kolagenowych i poliuretanowych skafoldów, szczególnie w przypadku młodych, aktywnych sportowo osób, do tej pory leczonych poprzez meniscectomię i skazanych na chorobę zwyrodnieniową. Znalezienie skutecznego i dostępnego rozwiązania dla tych, którzy nadal skazani są na całkowite usunięcie łąkotki, byłoby znaczącym postępowaniem i wielkim krokiem w biomechanice naszych czasów.

LITERATURA

- [1] Sylwanowicz W.: Syndesmologia i artrologia szczegółowa. Więzadła i stawy. W: Krechowicki A., Łasiński W., Narkiewicz O., Sylwanowicz W. (red.): Anatomia człowieka. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa, 1974, s.162-4.
- [2] Bochenek A., Reicher M.: Anatomia człowieka. Tom 1. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa, 1990, s.587-600.

- [3] Paulsen F., Waschke J. (red), (Wydanie polskie –Woźniak W., Jędrzejewski K.S. (red.)): Sobotta Atlas anatomii człowieka. Ogólne pojęcia anatomiczne. Narządy ruchu. Edra Urban & Partner, Wrocław, 2012, s.278-9.
- [4] Lippert H. (red.), (Wydanie polskie – Aleksandrowicz R. (red.)): Anatomia. Tom 2. Wydawnictwo medyczne Urban & Partner, Wrocław, 1998, s.730-1.
- [5] Widuchowski J.: Kolano. Urazy i obrażenia sportowe. G-KWADRAT s.c., Katowice, 1997, s.29-30,111-125,188-92.
- [6] Zaffagnini S., Marcheggiani Muccioli G.M., Lopomo N., Bruni D., Giordano G., Ravazzolo G. i in.: Prospective long-term outcomes of the medial collagen meniscus implant versus partial medial meniscectomy: a minimum 10-year follow-up study. *Am. J. Sports Med.*, vol. 39, 2011, s.977-85.
- [7] Kozak J., Wośko I.: Kolano. W: Piątkowski S. (red.): Ortopedia, traumatologia i rehabilitacja narządów ruchu. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa, 1990, s.192-205.
- [8] Müller W.: The knee. Form, function, and ligament reconstruction. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, 1983, s.29-30,99-115.
- [9] Górecki A.: Uszkodzenia łąkotec. W: Górecki A. (red.): Uszkodzenia stawu kolanowego. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2002, s.161-75.
- [10] Hwang Y.G., Kwoh C.K.: The METEOR trial: No rush to repair a torn meniscus. *Cleve. Clin. J. Med.*, vol. 81, 2014, s.226-32.
- [11] Yim J.H., Seon J.K., Song E.K., Choi J.I., Kim M.C., Lee K.B. i in.: A Comparative study of meniscectomy and nonoperative treatment for degenerative horizontal tears of the medial meniscus. *Am. J. Sports Med.*, vol. 41, 2013, s.1565-70.
- [12] Kuś W.: Artroskopia stawu kolanowego. W: Górecki A. (red.): Uszkodzenia stawu kolanowego. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2002, s.98-100.
- [13] Trojani C., Sbihi A., Djian P., Potel J.F., Hulet C., Jouve F. i in.: Causes for failure of ACL reconstruction and influence of meniscectomies after revision. *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 19, 2011, s.196-201.
- [14] Grzesiczak A., Wrzosek Z., Chantsoulis M., Ruta J., Sakowski J.: Ocena funkcji stawu kolanowego po przebyłym uszkodzeniu łąkotki przyśrodkowej leczonej metodą artroskopową. *Kwartalnik Ortopedyczny*, vol. 3, 2011, s.235-42.
- [15] Westermann R.W., Wright R.W., Huston L.J., MOON Knee Group, Wolf B.R.: Meniscal repair with concurrent anterior cruciate ligament reconstruction: operative success and patient outcomes at 6-year follow-up. *Am. J. Sports Med.*, vol. 42, 2013, s.2184-92.
- [16] Melton J.T., Murray J.R., Karim A., Pandit H., Wandless F., Thomas N.P.: Meniscal repair in anterior cruciate ligament reconstruction: a long-term outcome study. *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 19, 2011, s.1729-34
- [17] Sabat D.: Arthroscopic meniscus surgery: resect or repair. (Dostęp: 26.03.2016) Dostępny w Internecie: <http://www.slideshare.net/drdsabat/meniscus-tear-resect-or-repair-2014?utm_source=slideshow02&utm_medium=ssemail&utm_campaign=share_slideshow_loggedout>
- [18] Järvelä S., Sihvonen R., Sirkeoja H., Järvelä T.: All-inside meniscal repair with bioabsorbable meniscal screws or with bioabsorbable meniscus arrows: a prospective, randomized clinical study with 2-year results. *Am. J. Sports Med.*, vol. 38, 2010, s.2211-7.
- [19] Scotti C., Hirschmann M.T., Antinolfi P., Martin I., Peretti G.M.: Meniscus repair and regeneration: review on current methods and research potential. *Eur. Cell. Mater.*, vol. 26, 2013, s.150-70.
- [20] Stone K.R., Steadman J.R., Rodkey W.G., Li S.T.: Regeneration of meniscal cartilage with use of a collagen scaffold. Analysis of preliminary data. *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 79, 1997, s.1770-7.

- [21] Actifit, Orteq, (Dostęp: 26.03.2016) Dostępny w Internecie: <www.orteq.com>
- [22] Verdonk P., Beaufils P., Bellemans J., Djian P., Heinrichs E.L., Huysse W. i in.: Successful treatment of painful irreparable partial meniscal defects with a polyurethane scaffold: two-year safety and clinical outcomes. *Am. J. Sports Med.*, vol. 40, 2012, s.844-53.
- [23] Bouyarmane H., Beaufils P., Pujol N., Bellemans J., Roberts S., Spalding T. i in.: Polyurethane scaffold in lateral meniscus segmental defects: clinical outcomes at 24 months follow-up. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 100, 2014, s.153-7.
- [24] Ryniewicz A.M.: Identification, modelling and biotribology of human joints. Wydawnictwa AGH, Kraków, 2011, s.119-31.
- [25] Bertolini R., Leutert G.: Atlas der Anatomie des Menschen. Band I: Arm Und Bein. VEB Georg Thieme Leipzig, Leipzig, 1978, s.209-11.
- [26] Ryniewicz A.M., Ryniewicz A., Zawiejska B., Pasowicz M., Banyś P., Trela F.: The geometrical estimation of the articulation cartilage defect imaged using magnetic resonance. *Chirurgia kolana, artroskopia, traumatologia sportowa*, vol. 2, 2015, s.37-43.
- [27] Gerke J., Ryniewicz A.M., Madej T.: Modeling of lumbag spine equipped with fixator. *Bio-Algorithms Med-Systems*, vol. 11, 2015, s.261-2.
- [28] Ryniewicz A., Ryniewicz A.M., Sładek J., Knapik R.: Pomiary parametrów morfologiczno-czynnościowych stawu kolanowego z wykorzystaniem obrazowania rezonansem magnetycznym. *Pomiary Automatyka Kontrola*, vol. 3, 2013, s.200-3.
- [29] Ryniewicz A., Ryniewicz W., Ryniewicz A.M., Bojko Ł.: Rekonstrukcja ubytków chrząstki kolana do aplikacji skafoldów. *Przegląd elektrotechniczny*, vol. 5, 2014, s.153-6
- [30] Groniowski J., Krus S. (red.): Podstawy patomorfologii. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa, 1984, s.869-70.

THE KNEE JOINT MENISCI – REGENERATION METHODS

Abstract: The knee joint menisci are key structures of the joint. They are responsible for the correct joint performance. Their removal results in irreparable chondral damage. There are a few methods of menisci regeneration, but all of them have some limitation in application regard. Overcoming those limitation and creation an implant, which could substitute the anatomical meniscus, is still on-going, but not yet finalised process.

Dagna SWINARSKA¹

¹Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka, Białystok

OCENA ROZKŁADU OBCIĄŻEŃ STÓP KOBIEŃ CIĘŻARNYCH NA PODŁOŻE PODCZAS CHODU

Streszczenie: Ciąża jest stanem fizjologicznym, podczas którego zachodzi wiele przemian biochemicznych oraz biomechanicznych. Zmiany te znacząco wpływają na kondycję fizyczną kobiety ciężarnej. Powiększający się brzuch oraz zmiany temu towarzyszące znacząco wpływają na komfort poruszania się kobiety. Fizjologiczne zmiany zachodzące w czasie ciąży mogą być przyczyną nieprawidłowego ustawiania stopy, co może powodować bóle pleców i kończyn dolnych. Celem niniejszej pracy jest ocena rozkładu obciążeń stóp kobiet ciężarnych na podłoże podczas chodu.

Słowa kluczowe: ciąża, nacisk, chód

1. WSTĘP

Ciąża jest ważnym momentem w życiu kobiety. Jest to również okres ogromnych przemian emocjonalnych, zmian biochemicznych i biomechanicznych charakterystycznych dla ciąży [10]. Powiększający się brzuch ciężarnej sprawia, że kobieta idąc, stojąc czy siedząc coraz bardziej odchyła górną połowę ciała do tyłu, co powoduje zmiany krzywizn kręgosłupa, szczególnie w okolicy lędźwiowo-krzyżowej [7]. Pojawiająca się wówczas lordoza może skutkować trwałymi zmianami powodując dolegliwości również w okresie poporodowym. Dodatkowo, kobiecie mogą towarzyszyć inne fizykalnie zmiany: skierowanie stóp na zewnątrz, przeprost w stawach kolanowych, zwiększone przodopochylenie miednicy, zwiększona kifoza piersiowa (garb), hiper lordoza szyjna. Jednym z najważniejszych elementów terapii w okresie ciąży jest utrzymanie prawidłowej postawy ciała [11,12]. W postępowaniu profilaktycznym można przeciwdziałać powstaniu większości dolegliwości bólowych kręgosłupa oraz łagodzić te, które się już pojawiły. Prawidłowa postawa ciała polega wówczas na umiejętnym ustawieniu wszystkich jego części zarówno w pozycji statycznej jak i dynamicznej, czyli nabycia umiejętności odpowiedniego stania, siedzenia i chodzenia [4,11]. Dotychczasowa subiektywna ocena postawy ciężarnej może być wzbogacona i udoskonalona przy pomocy obiektywnych narzędzi pomiarowych. Celem niniejszej pracy jest ocena rozkładu obciążeń stóp kobiet ciężarnych na podłoże podczas chodu.

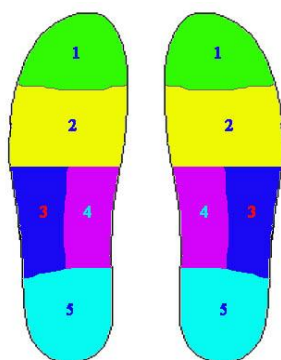
2. MATERIAŁ I METODA

Do badań biomechanicznych wytypowano 21 kobiety ciężarne. Kryterium włączenia do badań był wiek 18-35 lat. Kryterium wyłączenia stanowiły wszelkie zmiany układu kostnego w obrębie kończyn dolnych i stóp. Do pomiaru obciążeń stóp kobiet ciężarnych podczas chodu zastosowano system baropodometryczny (Medilogic, Niemcy), rys.1. Pomiar przy użyciu tego systemu polega na badaniu stóp za pomocą wkładek pomiarowych z czujnikami, wkładanymi do obuwia osoby badanej. Jednostka pomiarowa dokonuje zapisu danych w statyce i dynamicznie. System baropodometryczny umożliwia analizę rozkładu obciążeń pod podszwawą stroną stopy oraz między obiema stopami: lewą i prawą, a także podczas przenoszenia obciążenia w czasie.



Rys.1. Baropodometryczny system do badania stóp

Dynamiczna część zapisu może być prezentowana w trzech różnych formach graficznych: dwuwymiarowej mapy rozkładu nacisków we wkładce podczas ruchu, trójwymiarowej reprezentacji rozkładu nacisków oraz jako diagram czasowy przemieszczania się nacisków, podczas ruchu. W przypadku trójwymiarowego wykresu naciski wykazywane są za pomocą kolorów i współrzędnych punktów. Kobiety ciężarne przechodziły 3-krotnie wzdłuż ścieżki pomiarowej o długości około 50 m. W stopie wyodrębniono pięć obszarów, które odpowiadają obszarom anatomicznym podeszwy części stopy (rys.2): 1- paliczki; 2-kość śródstopia; 3-kość sześcienna; 4-kość łódkowata (sklepienie stopy); 5-kość piętowa.

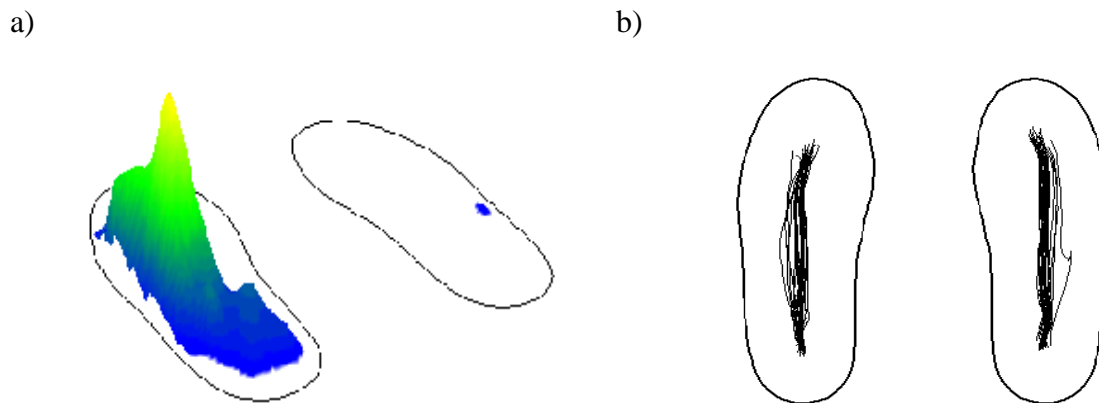


Rys.2. Wyróżnione obszary stopy na wkładce pomiarowej: 1- paliczki; 2-kość śródstopia; 3-kość sześcienna; 4-kość łódkowata (sklepienie stopy); 5-kość piętowa [9]

Do analizy wyników zastosowano oprogramowanie komputerowe Statistica 12,5 (StatSoft, Polska). Do badania istotności różnic w poszczególnych grupach użyto testu nieparametrycznego U Manna-Whitneya.

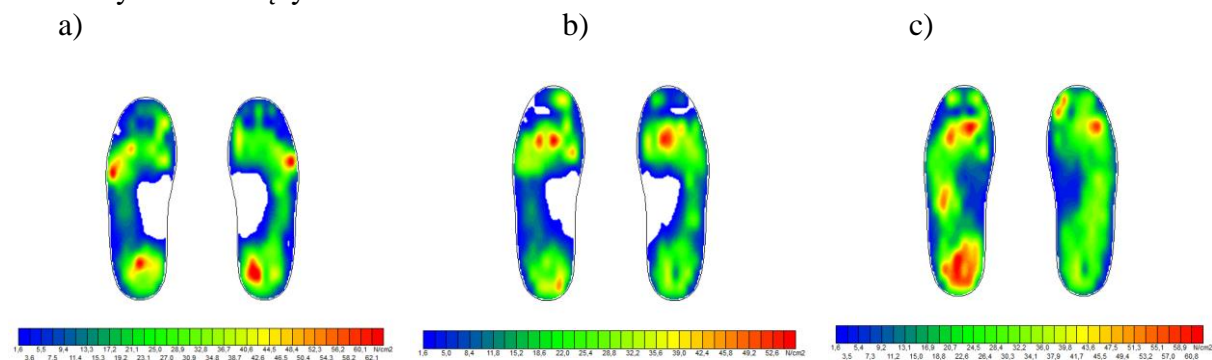
3. WYNIKI

Przebadano 6 kobiet w I trymestrze ciąży (9-10 tydzień), 7 kobiet w II trymestrze ciąży (23 tydzień) i 8 kobiet w III trymestrze ciąży (36-37 tydzień). Na rysunku 3a przedstawiono trójwymiarowy wykres barometryczny kobiety ciężarnej. Natomiast na rysunku 3b widoczne są trajektorie przemieszczenia centrum nacisku dla lewej i prawej kończyny dolnej kobiety ciężarnej. Należy zwrócić uwagę na szeroki rozrzut współrzędnych punktów trajektorii na płaszczyźnie powierzchni stopy.



Rys.3. Rozkład nacisku na stopę kobiety ciężarnej: a) dwuwymiarowy wykres barometryczny (zakres nacisku od 1.6 do 32 N/cm²); b) trajektorie przemieszczenia się centrum nacisku dla lewej i prawej kończyny

Na rysunku 4 przedstawiono typowy obraz nacisku podszwowego dla kobiety ciężarnej w I, II i III trymestrze ciąży.



Rys.4. Dwuwymiarowy wykres barometryczny (zakres ciśnienia od 1.6 do 32 N/cm²): a) kobieta w I trymestrze ciąży; b) kobieta w II trymestrze ciąży; c) kobieta w III trymestrze ciąży

Analiza wyników uzyskanych z systemu baropodomometrycznego dowiodła, że dla kobiet w I trymestrze ciąży największy maksymalny nacisk występuje na pięcie. Mniejsze maksymalne naciski występują na kości sześciennej i paliczkach. Najmniejsze natomiast pod kością łódkowatą. W II trymestrze ciąży widoczne jest przeciążenie w okolicy głów kości śródstopia i zmniejszone obciążenie na palcach. Wyróżniającym szczegółem barogramu prawej stopy jest, oznaczona kolorem zielonym, lokalizacja nacisku w okolicy kości sześciennej, a także zróżnicowane rozłożenie w okolicach śródstopia. Natomiast w III trymestrze ciąży zaobserwowano, w warunkach dynamicznych, dodatkowe obciążenie pod kością łódkowatą. Maksymalny nacisk na piętę jest przesunięty do strony przyśrodkowej. W Tab.1 zestawiono średnie wartości nacisków w poszczególnych obszarach stopy w I, II i III trymestrze ciąży.

Tab.1. Średnie wartości nacisków pod stop kobiet ciężarnych P [N/cm²] (SD)

Obszar stopy	I trymestr	II trymestr	III trymestr
1	5,31 (1,33)	5,95 (1,86)	7,00 (1,50)*
2	1,69 (0,36)	2,21 (0,72)	2,84 (1,24)
3	5,17 (1,36)	6,21 (2,07)	7,01 (1,82)
4	3,94 (1,30)	4,32 (1,46)	5,07 (1,70)*
5	6,35 (1,23)	6,79 (1,91)	8,11 (1,09)*

* Istotność statystyczna ($p < 0,05$)

Analiza wyników uzyskanych z systemu baropodometrycznego dowiodła, że dla kobiet ciężarnych w I trymestrze ciąży największy maksymalny nacisk występuje na pięcie, paliczkach oraz kości sześciennej. Mniejsze maksymalne naciski występują na kości łódkowatej. Najmniejsze, natomiast w okolicy stopy pod głowami kości śródstopia. Dla kobiet w II trymestrze ciąży widoczne jest zwiększone obciążenie we wszystkich obszarach stopy. Zmiany te jednak nie są istotne statystycznie ($p > 0,05$). Z kolei w III trymestrze ciąży istotne różnice w wartościach nacisków zaobserwowano na pięcie, paliczkach i kością łódkowatą ($p < 0,05$).

4. Dyskusja

Przegląd dostępnej literatury pokazuje, iż istnieje pilna potrzeba prowadzenia dalszych badań w tym obszarze. Dotychczasowe prace prezentują wybrane parametry chodu kobiet nieciężarnych, podczas trwania ciąży i po porodzie. Forczek i inni [1] przebadali grupę kobiet, w której zmierzili wybrane parametry chodu w trzech różnych stanach: przed zajściem w ciążę, w czasie ciąży i po porodzie. Do oceny różnic w ich sposobie poruszania się użyto systemu 3D Motion Vicon [1]. Wenhua i inni [2] przebadali dziewięć pacjentek ciężarnych i nieciężarnych pod kątem bólów kręgosłupa i miednicy. Dokonali ich oceny ze względu na prędkość chodu. Zmiany dotyczące lordozy lędźwiowej stwierdzili Otman i inni [3]. Ich badania dotyczyły 40 ciężarnych. Wykazano znaczące zwiększenie lordozy lędźwiowej wraz z rozwojem ciąży. Z kolei Gilleard i inni [4], porównując ustawienie miednicy, klatki piersiowej, głowy oraz krzywizny kręgosłupa w odcinku piersiowo-lędźwiowym i szyjno-piersiowym nie stwierdzili istotnego wpływu ciąży na postawę ciała. Odnotowano jedynie, że pojedyncze osoby różniły się w swojej reakcji posturalnej. Zmiany w układzie mięśniowo-szkieletowym u ciężarnych mogą prowadzić do różnych dolegliwości bólowych. Jednak Franklin i inni [5] u kobiet w zaawansowanej ciąży nie odnotowali zależności między stwierdzonym pogłębieniem lordozy lędźwiowej i zwiększeniem kąta przodopochylenia miednicy a bólami w dolnej części pleców. Ostgaard i inni [6] oceniali szereg parametrów u 855 kobiet w ciąży szukając korelacji z występowaniem bólów dolnej części pleców. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzili, że bólów pleców w ciąży nie da się wytłumaczyć dolegliwościami pierwotnie wyzwolonymi przez czynniki biomechaniczne. Bertuit i inni [7] badali naciski podszwowe podczas chodu w ciągu ostatnich czterech miesięcy trwania ciąży oraz w okresie poporodowym. Do badań wytypowali 58 kobiet w ostatnich czterech miesiącach ciąży, 9 kobiet po porodzie oraz 23 zdrowe kobiety jako grupa kontrolna. W czasie ciąży maksymalne naciski zaobserwowano w przedniej części stopy oraz pod piętą, co jest zgodne z wynikami zaprezentowanymi w tej pracy. Parametry maksymalnego nacisku wzrosły znacznie w śródstopiu. W grupie poporodowej parametry chodu różniły się od parametrów kobiet ciężarnych i były zbliżone do

grupy kontrolnej. [7] Nyska i inni [8] ocenili zmiany nacisków pod podeszwową stroną stopy u 28 kobiet w zaawansowanej ciąży przy użyciu systemu Emed. Grupę kontrolną stanowiło 28 kobiet nie będących w ciąży. W pomiarach statycznych kobiety w ciąży miały istotnie niższe naciski maksymalne w przodostopiu i wyższe naciski pod piętą w porównaniu z grupą kontrolną. W pomiarach dynamicznych kobiet ciężarnych, maksymalny nacisk był zwiększony w każdym wyodrębnionym obszarze stopy, co jest również zbieżne z moimi wynikami.

5. PODSUMOWANIE

Przeprowadzone badania za pomocą systemu baropodometrycznego umożliwiły uzyskanie informacji o sile nacisku i obciążeniach stóp kobiet ciężarnych. Badania te stanowią uzupełnienie klinicznej oceny i stanowią cenne źródło informacji w wyborze właściwego odciążania stóp. Dzięki obrazom dotyczącym rozmieszczenia nacisków pod podeszwową stroną stopy istnieje możliwość zaprojektowania wkładek z właściwymi elementami odciążającymi obciążone części stopy. W różnych trymestrach ciąży zaobserwowano zróżnicowane miejsca występowania maksymalnego nacisku. Informacja o tym, w którym miejscu znajduje się maksymalny nacisk jest ważna przy projektowaniu odpowiednich wkładek odciążających.

LITERATURA

- [1] Forczak W., Staszkiwicz R.: Changes of kinematic gait parameters due to pregnancy, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2012, vol. 14 (4), p.113-119.
- [2] Wenhua Wu, Meijer, O. G., Jutte, P. C., Uegaki, K., Lamoth C. J., G. Sander de Wolf, van Dieen J.H., Wuisman, P. I., Kwakkel G., De Vries, J. I., Beek, P. J.: Gait in patients with pregnancy-related pain in the pelvis: an emphasis on the coordination of transverse pelvic and thoracic rotations, *Clinical Biomechanics*, 2002, vol. 17, p.678–686.
- [3] Otman A.S., Beksac M.S., Bagoze O.: The importance of ‘lumbar lordosis measurement device’ application during pregnancy, and post-partum isometric exercise, *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.*, 1989, vol. 31(2), p.155-162.
- [4] Gilleard W.L., Crosbie J., Smith R.: Static trunk posture in sitting and standing during pregnancy and early postpartum, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2002, vol. 83(12), p.1739-1744.
- [5] Franklin M. E., Conner-Kerr T.: An analysis of posture and back pain in the first and third trimesters of pregnancy, *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1998, vol. 28(3), p.133-138.
- [6] Ostgaard H.C., Andersson G.B., Schults A.B., Miller J.A.: Influence of some biomechanical factors on low-back pain in pregnancy. *Spine*, 1993, vol.18(1), p.61-65.
- [7] Bertuit J., Leyh C., Rooze M., Feipel V.: Plantar pressure during gait in pregnant women, *J Am Podiatr Med Assoc.* 2016; 106, 6:398-405.
- [8] Nyska M., Sofer D., Porat A., Howard CB., Levi A., Meizner I.: Planter foot pressures in pregnant women, Department of Orthopedic Surgery, Hadassah University Hospital, Ein Kerem, Jerusalem, Israel 1997, vol. 33(2), p.139-46.
- [9] Pauk J., Ihnatouski M., Najafi B.: Assessing plantar pressure distribution in children with flatfoot arch. Application of the Clarke angle, *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 2014, vol.104(6), p.622-632.
- [10] De Oliveira I.S., Figueira J, Figueira H., de Araújo R.P., Gabriel R., de Souza Santos C.A., Dantas E.H.M.: Measuring the association between the biomechanics of plantar

- pressure and musculoskeletal changes throughout pregnancy and postpartum, *Diversity & Equality in Health and Care*, 2016, vol.13(6), p.384-388.
- [11] Gzik M., Jozsko K., Wodarski P., Pieniążek J.: Badania modelowe zjawisk dynamicznych w odcinku lędźwiowym kręgosłupa człowieka, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, 2013, zeszyt nr 7, s.53-58.
- [12] Śnieżek A., Mężyk A., Michnik R.: Analiza dynamiki i kinematyki chodu prawidłowego, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, 2007, zeszyt nr 1, s.191-196.

EVALUATION OF PLANTAR PRESSURE DISTRIBUTION DURING GAIT IN PREGNANT WOMEN

Abstract: Pregnancy is a very special period in women's life. Anatomical, biomechanical and hormonal changes are characteristic for this period and may have impact on incorrect posture or affect musculoskeletal balance. Twenty-one pregnant women were recruited in three semesters pregnancy. Measurements included in-shoe plantar pressure distribution. Results suggest higher plantar pressure magnitude in all trimesters pregnancy. Especially, in the third trimester the changes in magnitude of pressure distribution were observe under the forefoot, medial arch and heel ($p<0,05$).

Agnieszka WASILEWSKA¹, Justyna CHWIEĆKO², Izabela DOMYSŁAWSKA²

¹Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka, Białystok

²Klinika Reumatologii, Uniwersytecki Szpital Kliniczny, Białystok

WPLYW CZASU TRWANIA RZS NA TEMPERATURĘ STAWÓW OBJĘTYCH STANEM ZAPALNYM

Streszczenie: Reumatoidalne Zapalenie Stawów (RZS) jest przewlekłą, zapalną chorobą układową tkanki łącznej. Celem niniejszej pracy była ocena wpływu czasu trwania choroby, od momentu postawienia diagnozy RZS, na temperaturę stawów objętych procesem zapalnym. Za pomocą kamery termowizyjnej przebadano następujące stawy: stawy nadgarstka, stawy śródrečno-paliczkowe, stawy międzypaliczkowe bliższe, stawy międzypaliczkowe dalsze dłoni prawej i lewej oraz stawy: skokowo-goleniowy i śródstopno-paliczkowy stopy prawej i lewej. Zaobserwowano istotnie niższą temperaturę stawu skokowo-goleniowego stopy prawej u pacjentów chorujących dłużej niż 10 lat w porównaniu z osobami zdrowymi.

Słowa kluczowe: Reumatoidalne Zapalenie Stawów, termowizja

1. WSTĘP

Reumatoidalne Zapalenie Stawów (RZS) jest przewlekłą, zapalną chorobą układową tkanki łącznej. Choroba ta skutkuje uratą ruchomości stawów oraz ich zniekształceniem, co znacznie utrudnia pacjentowi wykonywanie codziennych, nawet najprostszych czynności [1]. Czas od momentu postawienia diagnozy u pacjentów z RZS jest istotnym czynnikiem wpływającym na dalszy postęp choroby [2]. Uszkodzenie stawów rozpoczyna się w przeciągu miesięcy lub tygodni od pojawienia się pierwszych objawów i jest ono wykrywane w badaniu radiograficznym w przeciągu dwóch lat trwania choroby [3]. W zaawansowanych stadiach RZS dochodzi do upośledzenia funkcjonowania, które jest wypadkową aktywności choroby oraz uszkodzeń tkanki łącznej [4,5,6,7]. Amerykańska skala oceny pacjenta z RZS obejmuje 68 stawów, z kolei europejska - 28 stawów, m.in. stawy barkowe, łokciowe, nadgarstkowe, śródrečno-paliczkowe (MCP), międzypaliczkowe bliższe (PIP) i kolanowe [8]. Aktywność choroby jest parametrem podlegającym zmianom w zależności od podjętej terapii, zaś uszkodzenia są nieodwracalne i pogłębiają się z upływem czasu [9]. Główną rolę w leczeniu RZS odgrywają 3 kombinacje leków: Metotrexat (MTX)+sulfasalazyna (SSZ)+hydroxychlorochina, MTX+leflunomid (LEF), and MTX+leki biologiczne. Do laboratoryjnych markerów aktywności choroby zalicza się wskaźniki ostrej fazy: Białko C-reaktywne (C-reactive protein, CRP) oraz odczyn Biernackiego (OB). Z kolei najczęściej stosowaną skalą medyczną służącą do monitorowania aktywności choroby oraz efektów leczenia pacjentów jest DAS 28 (ang.

Disease Activity Score 28), który jest połączeniem czterech miar: liczby bolesnych stawów, liczby obrzękniętych stawów, jednego ze wskaźników ostrej fazy (Białko C-reaktywne lub Odczyn Biernackiego) oraz mierzonego w skali VAS ogólnego stanu zdrowia pacjenta [10]. W ocenie aktywności czynnościowej pacjentów z RZS często stosowaną metodą jest wynik HAQ (ang. Health Assessment Questionnaire), który informuje lekarza zarówno o stopniu aktywności choroby jak i skali uszkodzeń [11]. Radiograficznie wykrywalne uszkodzenia stawów charakteryzują się głównie obecnością nadżerek oraz zwężeniem szpary stawowej [11]. Wielkość szpary stawowej była również oceniana za pomocą tomografii komputerowej i rezonansu magnetycznego [12]. Wykorzystuje się także inne techniki obrazowe, służące do oceny skuteczności leczenia, jednak wykazują one pewne ograniczenia. Wynik badania ultrasonograficznego jest w dużej mierze zależny od osoby je wykonującej, natomiast rezonans magnetyczny wymaga podania kontrastu oraz w przypadku dzieci zastosowania leków uspokajających [13]. Postępujący proces zapalny skutkuje wzrostem temperatury obszaru skóry w obrębie zajętego stawu. Temperatura ta może zostać zmierzona za pomocą nieinwazyjnego badania z wykorzystaniem kamery termowizyjnej. Zatem celem niniejszej pracy była ocena wpływu czasu trwania RZS na temperaturę stawów objętych procesem zapalnym.

2. METODOLOGIA

Badanie zostało przeprowadzone na 15 pacjentach chorujących na RZS do 10 lat, 15 pacjentach chorujących dłużej niż 10 lat oraz 30 osobach zdrowych o średniej wieku 41,2 (6,1) lat. Wszyscy pacjenci zostali zdiagnozowani i wyselekcjonowani w Klinice Reumatologii Uniwersytetu Medycznego w Białymstoku zgodnie ze standardami American College of Rheumatology [14]. Lekarz reumatolog wykluczył występowanie chorób towarzyszących, które mogłyby wpłynąć na wynik badania. Nikt z uczestników grupy kontrolnej nie miał schorzeń, które mogłyby zaburzać wyniki pomiarów. Na początku procedury lekarz reumatolog przeprowadził ankietę z pacjentami w celu uzyskania podstawowych informacji o uczestnikach (wiek, wysokość ciała, masa ciała). Zebrano również dane dotyczące parametrów immunologicznych pacjentów: czynnik reumatoidalny (RF) oraz przeciwciała przeciwcytrulinowe (anty-CCP). Kryteria włączenia do badania były następujące: wiek powyżej 18 roku życia, czas trwania choroby co najmniej 1 rok. Pacjenci byli wykluczeni w przypadku wieku poniżej 18 roku życia, czasu trwania leczenia poniżej jednego roku, ujemnego czynnika reumatoidalnego. W leczeniu tych pacjentów zastosowano następujące leki: metotreksat, azatopryna, hydroksychlorochina, certolizumab pegol, etanercept, adalimumab. Komisja Bioetyczna Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego w Białymstoku wydała zgodę na przeprowadzenie niniejszego badania. Zgodnie z deklaracją helsińską pacjenci podpisali zgodę na udział w badaniu. Za pomocą kamery termowizyjnej przebadano następujące stawy: stawy nadgarstka, stawy śródrečno-paliczkowe, stawy międzypaliczkowe bliższe, stawy międzypaliczkowe dalsze dłoni prawej i lewej oraz stawy: skokowo-goleniowy i śródstopno-paliczkowy stopy prawej i lewej. Termogramy zostały wykonane w pozycji siedzącej badanego w temperaturze pomieszczenia 23 stopnie Celsjusza. Zastosowano kamerę termowizyjną Thermo GEAR G100, NEC Avio. Kamera została umieszczona prostopadle do skanowanej powierzchni. Pomiary zostały wykonane w odległości 1,5 m od obiektu badań. Zdjęcia dłoni i stóp zostały wykonane równocześnie. Do analiz wykorzystano oprogramowanie komputerowe Statistica 12,5 (StatSoft, Tulsa, OK, USA).

3. WYNIKI

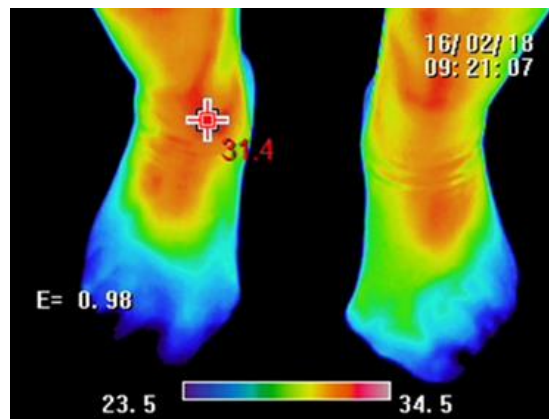
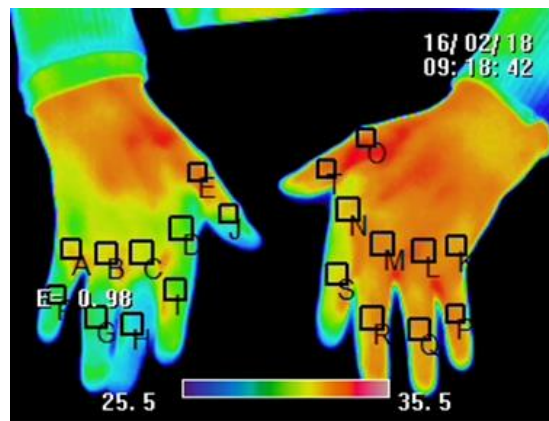
W grupie osób chorujących krócej niż 10 lat pacjenci przyjmowali następujące leki: 9 osób metotreksat (15 mg/dobę) +suplementacja kwasem foliowym, 3 osob: azatiopryna 100 mg/dobę+hydroxychlorochina 200 mg/dobę, 3 osoby certlizumab pegol 400 mg w 0, 2, 4 tygodniu a potem 200 mg co każde 2 tygodnie). W grupie osób chorujących dłużej niż 10 lat leczenie było następujące: 6 osób: metotreksat (25 mg/tydzień) +etanercept 50 mg co tydzień podskórnie, 3 osoby: metotreksat 25 mg/tydzień+adalimumab 40 mg co 2 tygodnie, 6 osób: metotreksat 25mg/tydzień. RF dodatnie w grupie 15 pacjentów chorujących krócej niż 10 lat wykazywały 3 osoby, zaś w przypadku pacjentów chorujących dłużej niż 10 lat - 6 z 15. Dodatkowo anty-CCP zaobserwowano w obu grupach w przypadku takiej samej liczby osób: 9 z 15. Porównanie temperatur analizowanych stawów pomiędzy pacjentami leczonymi biologicznie, pacjentami nieleczonymi biologicznie i osobami zdrowymi nie wykazało różnic istotnych statystycznie ($p>0,05$). Jednak czas trwania choroby wpływał znacząco na temperatury analizowanych stawów. Różnice istotne statystycznie zostały zaobserwowane w przypadku stawu skokowo-goleniowego ($p< 0,05$). W przypadku pozostałych analizowanych stawów nie zaobserwowano różnic istotnych statystycznie. Analiza uzyskanych wyników dowodzi, iż temperatura tego stawu jest istotnie niższa u pacjentów chorujących dłużej niż 10 lat w porównaniu z osobami zdrowymi (Tab.1).

Tabela 1. Temperatury wybranych obszarów stopy

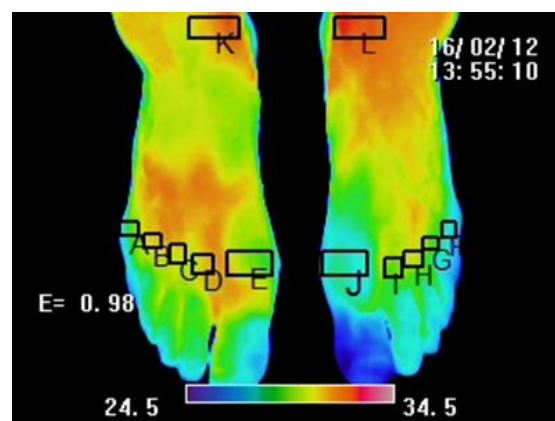
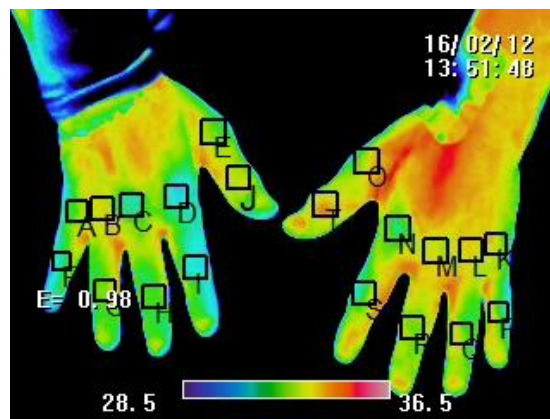
Staw	Grupa pacjentów	Średnia (Odchylenie standardowe)	Porównanie RZS<10 lat i osoby zdrowe	Porównanie RZS>10 lat i osoby zdrowe	Porównanie RZS<10 lat i RZS>10 lat
Stawy śródstopno-paliczkowe	RZS<10 lat	30,0 (2,5)	0,1	-1,3	1,4
	RZS>10 lat	28,6 (3,1)			
	Osoby zdrowe	29,9 (1,7)			
Staw skokowo-goleniowy	RZS<10 lat	31,3 (1,7)	-0,5	-1,3*	0,8
	RZS>10 lat	30,5 (0,9)			
	Osoby zdrowe	31,8 (0,5)			

* Istotność statystyczna ($p< 0,05$)

Na rys.1-2 przedstawiono wybrane obrazy termowizyjne stóp i dłoni z zaznaczonymi punktami pomiarowymi.



Rys.1. Termogramy dłoni i stóp kobiety z RZS



Rys.2. Termogramy dłoni i stóp mężczyzny z RZS

4. DYSKUSJA

Reumatoidalne Zapalenie Stawów we wczesnych etapach choroby zajmuje małe stawy, głównie stawy dłoni i stóp. Progresja choroby może prowadzić do zajęcia dużych stawów: nadgarstkowego, kolanowego, skokowo-goleniowego, łokciowego, biodrowego, ramienneo, co w ciężkich przypadkach może skutkować znacznym ograniczeniem ruchomości oraz zniekształceniem stawów. W związku z postępującym procesem destrukcji stawów wraz z progresją RZS, prowadzącym do upośledzenia funkcjonowania i wykonywania czynności życiowych, przeprowadzono badania oceniające zależność pomiędzy czasem trwania choroby a wynikiem uzyskanym z HAQ (ang. Health Assessment Questionnaire), na którego wynik wpływa zarówno aktywność choroby jak i stopień uszkodzenia stawów [12]. Smolen i inni [15] wykonali analizę zależności pomiędzy czasem trwania choroby a punktacją HAQ (skala od 0 do 3; 0 oznacza brak upośledzenia czynnościowego). Przy kwalifikacji do badania pacjenci zostali podzieleni na grupy pod względem czasu trwania choroby. Na wstępie, dłuższy czas choroby był znacząco powiązany z wyższym wiekiem pacjenta, co jest sprzeczne z wynikami przedstawianymi w niniejszym badaniu (średnia wieku dla osób leczonych <10 lat=50 lat, dla osób leczonych >10 lat=63,6; poziom istotności 0,13). Autorzy zaobserwowali też związek dłuższego czasu choroby z większą ilością obrzękniętych stawów. Ponadto, większa ilość pacjentów charakteryzujących się dłuższym czasem trwania choroby wykazywała dodatnią wartość czynnika reumatoidalnego i przeciwciał przeciwcitrulinowych. W przypadku czynnika reumatoidalnego jest to zgodne z wynikami uzyskanymi w niniejszym badaniu: RF dodatnie w grupie 15 pacjentów chorujących krócej niż 10 lat wykazywały 3 osoby, zaś w przypadku pacjentów chorujących dłużej niż 10 lat- 6 z 15. Jednak ta sama liczba osób w obu grupach posiadała dodatnie anty-CCP (9 z 15). W kolejnym etapie Smolen i inni zastosowali w każdej z grup leczenie. Zgodnie z obserwacjami, wartość HAQ wykazywała znaczącą korelację z dłuższym czasem trwania choroby, zaś początkowe wartości DAS 28 i CDAI (stan chorego w ostatnich 7 dniach) były porównywalne przed i po leczeniu. Istotne zmiany pomiędzy początkową a mierzoną w czwartym i 36 tygodniu badania wartością zaobserwowano dla parametrów DAS28, CDAI i HAQ w przypadku wszystkich analizowanych grup różniących się czasem trwania leczenia. Jednak różnice pomiędzy tymi grupami nie były istotne statystycznie ($p > 0,05$). Smolen i inni [16] zebrali dane z badań randomizowanych i uszeregowali pacjentów w grupy według czasu trwania choroby oraz przyjmowanych leków (pacjenci byli równocześnie poddawani terapii antyreumatycznej). Autorzy donieśli, że dłuższy czas trwania RZS wiązał się z mniejszą zmianą wartości CDAI i SDAI (uproszczony wskaźnik aktywności choroby) w przeciągu 52 tygodni, (odpowiednio 2.95 i 3.59; $p < 0.05$); większymi wartościami DAS28, CDAI i SDAI oraz słabszą odpowiedzią na leczenie wg kryteriów ACR w 52 tygodniu. Aletaha i inni [17] zgromadzili dane literaturowe i po przeprowadzeniu analiz zaobserwowali istotne statystycznie różnice pomiędzy czasem trwania choroby na wstępie badania a wynikiem HAQ. Stworzone modele matematyczne wskazały wzrost wyniku HAQ o 0,02-0,03 punkty wraz z rocznym wzrostem czasu trwania choroby. Wyniki te mogą być zgodne z moimi analizami, jeśli przyjąć założenie, że istotnie niższe temperatury osób chorujących dłużej niż 10 lat wynikają z nieodwracalnych uszkodzeń stawów, które manifestują się niższymi temperaturami. Contreras i inni [18] wykorzystali metodę regresji liniowej do oceny powiązania pomiędzy czasem leczenia a jego efektami (czas leczenia liczony był w miesiącach i oznaczał okres ciągłego przyjmowania leku przez pacjenta). Według ich obserwacji takie parametry jak płeć, początkowa wartość DAS 28 oraz czas leczenia wpłynęły znacząco na wartość DAS 28 w piątym roku obserwacji, przy czym największy wpływ miał okres ciągłego przyjmowania leku. Kiedy model został przetestowany na populacji kobiet, jedynymi czynnikami przewidującymi aktywność choroby w piątym roku obserwacji był czas trwania leczenia oraz DAS 28. W zastosowaniu regresji Cox'a czas leczenia był również jednym z czynników

wpływających na utrzymanie remisji w 5 roku eksperymentu. Belt [19] użył radiografii do oceny powiązania pomiędzy czasem trwania RZS oraz procesem destrukcji stawu skokowo-goleniowego oraz stawu skokowo-piętowego. Po upływie 15 lat na wizycie kontrolnej u 15 pacjentów zaobserwowano zmiany niewielkich rozmiarów w przypadku 17 stawów. Po upływie 20 lat 9 stawów skokowo-goleniowych u 7 pacjentów wykazywało zmiany dużych rozmiarów, niewielkie zmiany zaobserwowano w przypadku 12 stawów skokowo-goleniowych u 11 pacjentów. Zmiany dużych rozmiarów były opisywane jako znaczne uszkodzenia stawów z całkowitą utratą szpary stawowej. W niniejszym badaniu zaobserwowano znacząco niższe temperatury stawów w przypadku osób chorujących dłużej niż 10 lat w porównaniu z osobami zdrowymi. Rasmussen i inni [20] dowiedli, że proces destrukcji stawów może skutkować obniżeniem temperatury tego obszaru. Teoria ta w połączeniu z wynikami Belt'a, który zaobserwował nasilenie destrukcji stawów w późniejszych etapach choroby, pozwala stwierdzić zgodność wyników tej pracy z zaprezentowanymi w [19]. Z kolei odmienne wyniki zostały przedstawione przez Pauk i współautorów [21]. Badacze zaobserwowali, że temperatura stawów międzypaliczkowych bliższych i dalszych oraz stawów nadgarstka jest istotnie wyższa u pacjentów z RZS niż u osób zdrowych. Istotnie wyższe temperatury stawów w grupie osób chorujących dłużej (>5 lat) zaobserwowano także w innym badaniu [22].

5. WNIOSKI

Niższa temperatura stawu skokowo-goleniowego pacjentów z RZS w porównaniu z osobami zdrowymi może być zarówno skutkiem długotrwałych procesów destrukcji, które manifestują się niższymi temperaturami, jak i długotrwałego leczenia przeciwreumatycznego, hamującego proces zapalny. Zmiany temperatur stawów w różnych etapach RZS mogą być oceniane za pomocą kamery termowizyjnej. Zatem termowizja jest kolejnym istotnym narzędziem, obok znanych metod takich jak radiografia, które należy rozważyć jako potencjalną metodę diagnostyki i monitorowania stanu pacjenta z Reumatoidalnym Zapaleniem Stawów.

LITERATURA

- [1] Cojocar M., Inimioara M.C., Silosi I., Vrabie C.D., Tanasescub R.: Extra-articular Manifestations in Rheumatoid Arthritis, *Maedica (Buchar)*. 2010, Vol. 5(4), p.286–291.
- [2] Aletaha D, Funovits J, Breedveld FC, Sharp J, Segurado O, Smolen JS.: Rheumatoid arthritis joint progression in sustained remission is determined by disease activity levels preceding the period of radiographic assessment. *Arthritis Rheum*. 2009, Vol. 60, p.1242-9.
- [3] Plant M.J., Jones P.W., Saklatvala J., Ollier W.E., Dawes P.T.: Patterns of radiological progression in early rheumatoid arthritis: results of an 8-year prospective study. *J Rheumatol*. 1998, Vol. 25, p.417-26.
- [4] Van Leeuwen M.A., van der Heijde D.M., van Rijswijk M.H., Houtman P.M., van Riel P.L., van de Putte L.B., et al.: Interrelationship of outcome measures and process variables in early rheumatoid arthritis. A comparison of radiologic damage, physical disability, joint counts, and acute phase reactants. *J Rheumatol*, 1994, vol. 21, p.425–9.
- [5] Smolen J.S., Aletaha D.: Patients with rheumatoid arthritis in clinical care. *Ann Rheum Dis*, 2004, vol. 63, p.221–5.
- [6] Breedveld F.C., Han C., Bala M., van der H.D., Baker D., Kavanaugh A.F., et al.: Association between baseline radiographic damage and improvement in physical function

- after treatment of patients with rheumatoid arthritis. *Ann Rheum Dis*, 2005, vol. 64, p.52–5.
- [7] Drossaers-Bakker K.W., de Buck M., Van Zeben D., Zwinderman A.H., Breedveld F.C., Hazes J.M.: Long-term course and outcome of functional capacity in rheumatoid arthritis: the effect of disease activity and radiologic damage over time. *Arthritis Rheum*, 1999, vol. 42, p.1854–60.
- [8] Smolen J.S., Breedveld F.C., Eberl G., et al.: Validity and reliability of the 28 joint count for the assessment of rheumatoid arthritis activity. *Arthritis Rheum*, 1995, vol. 38, p.38–43
- [9] Scott D.L.: Radiological progression in established rheumatoid arthritis. *J Rheumatol Suppl*, 2004, vol. 69, p.55–65.
- [10] Prevoo M.L., Van't Hof M.A., Kuper H.H., et al.: Modified disease activity scores that include twenty-eight joint counts: Development and validation in a prospective longitudinal study of patients with rheumatoid arthritis. *Arthritis Rheum*, 1995, vol. 38, p.44–8.
- [11] Deborah P.M.: Symmons: Rheumatoid arthritis: assessing disease activity and outcome; *Clinical Medicine* 2010, vol. 10(3), p. 248–51.
- [12] Banasiewicz J., Ryniewicz A.: Badanie wielkości szpary stawowej przy pomocy tomografii komputerowej i rezonansu magnetycznego, *Aktualne problemy Biomechaniki*, zeszyt nr 7/2013, s.7–12.
- [13] Spalding S., Kwoh K., Boudreau R., Enama J., et al.: Three-dimensional and thermal surface imaging produces reliable measures of joint shape and temperature: a potential tool for quantifying arthritis. *Arthritis Res Ther.*, 2008, Vol. 10, Iss. 1, p.1–9.
- [14] Tepperman S.P., Delvin M.: The therapeutic use of local heat and cold. *Can Fam Physician*. 1986, Vol. 32, p.1110–1114.
- [15] Smolen J., Collier D., Szumski A., Heather Jones and Lisa Marshall: Effect of Disease Duration on Clinical Outcomes in Moderate Rheumatoid Arthritis Patients Treated with Etanercept Plus Methotrexate in the Preserve Study, 2014 ACR/ARHP Annual Meeting.
- [16] Smolen J.S., Aletaha D., Chen S, Florentinus S.: The Effect of Prior Disease Duration and Prior DMARD Use on Treatment Outcomes in Patients with Early or Established Rheumatoid Arthritis, 2015 ACR/ARHP Annual Meeting.
- [17] Aletaha D., Ward M.M.: Duration of rheumatoid arthritis influences the degree of functional improvement in clinical trials, *Ann Rheum Dis*, 2006, vol. 65, p.227–233.
- [18] Contreras-Yáñez I., Virginia Pascual-Ramos V.: Window of opportunity to achieve major outcomes in early rheumatoid arthritis patients: how persistence with therapy matters. *Contreras-Yáñez and Pascual-Ramos Arthritis Research & Therapy*, 2015, vol. 17, p.177.
- [19] Belt E.A., Kaarela K., Lehto M.U.K.: Destruction and reconstruction of hand joints in rheumatoid arthritis. A 20-year follow-up study. *J Rheumatol.*, 1998, vol. 25, p.459–61.
- [20] Rasmussen L.K., Mercer J.B.: A comparison of thermal responses in hands and feet of young and elderly subjects in response to local cooling as determined by infrared imaging. *Thermol. Int.* 2004, vol. 14, p.71–76.
- [21] Pauk J., Wasilewska A., Chwiećko J., Sierakowski S., Domyslawska I., Idzkowski A.: Temperature changes of hand and foot in Rheumatoid Arthritis patients, *Biomechanics* 2016, Biała Podlaska, 2016, p.217–218.
- [22] Wasilewska A.: Czynniki wpływające na pomiar termowizyjny w reumatoidalnym zapaleniu stawów; *Aktualne Problemy Biomechaniki*, Zeszyt nr 10/2016, s.81–84.

THE INFLUENCE OF DURATION OF RHEUMATOID ARTHRITIS ON THE TEMPERATURE OF INFLAMMED JOINTS

Abstract: Rheumatoid Arthritis (RA) is a chronic inflammatory disease of human connective tissue. The aim of the study was to assess the impact of RA duration on the temperature of inflamed joints. Temperatures of the following joints were measured: wrist joints, metacarpophalangeal joints, proximal interphalangeal joints, distal interphalangeal joints of left and right hand as well as ankle joints and metatarsophalangeal joints of right and left foot. Significantly lower right ankle joint temperature was observed for patients of more than 10 years' disease duration compared to healthy subjects

**Katarzyna WITA¹, Krzysztof CZAKON¹, Agnieszka SOBEL¹, Alicja MACHNICKA²,
Maciej HAJDUGA³**

¹Instytut Inżynierii Tekstyliów i Materiałów Polimerowych, ATH, Bielsko-Biała

²Zakład Mikrobiologii Środowiskowej, ATH, Bielsko-Biała

³Zakład Inżynierii Materiałowej, ATH, Bielsko-Biała

WARTOŚĆ UŻYTKOWA I ODPORNOŚĆ ASEPTYCZNA POKRYĆ FOTELI DENTYSTYCZNYCH

Streszczenie: W pracy przedstawiono wyniki badań odporności aseptycznej oraz własności wytrzymałościowych pokryć sprzętu medycznego. Przedmiotem zainteresowania badawczego są fotele dentystyczne. Do badań mikrobiologicznych wytypowano tapicerkę roczną oraz piętnastoletnią. Następnie przeprowadzono posiew i inkubację wybranych gatunków bakterii. Badania mechaniczne wniosły informację o odporności tapicerek na ścieranie oraz przepuszczalności powietrza. Chemiczne natomiast, poinformowały o odporności wybarwień na działanie potu kwaśnego i alkalicznego. Wnioski sformułowano na podstawie wyników z przeprowadzonych pomiarów. Stwierdzono, że klasa zachowań bakterii na tapicerkach pozostawała w funkcji czasu ich eksploatacji.

Słowa kluczowe: pokrycia foteli dentystycznych – skóra tapicerska, badania mikrobiologiczne, badania mechaniczne, tekstylia techniczne, odporność biologiczna

1. WSTĘP

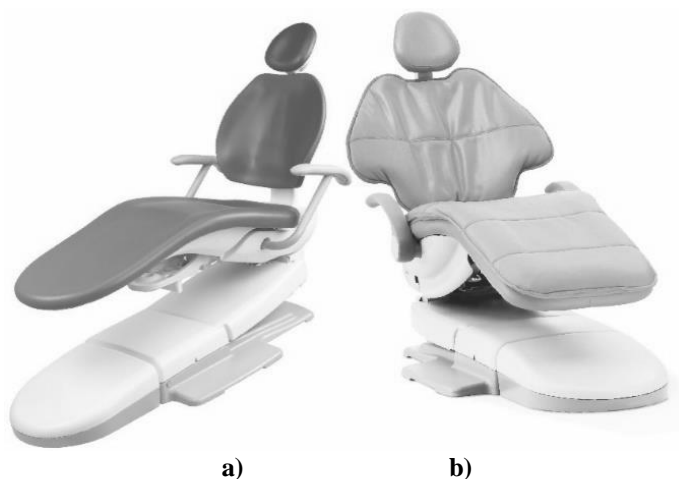
W obszarze obecnego piśmiennictwa temat dezynfekcji i sterylizacji w gabinecie stomatologicznym jest stale dyskutowany. Liczne publikacje dotyczące tego tematu szeroko opisują aseptykę pacjenta i personelu, a także działania prowadzące do zniszczenia i zahamowania rozwoju drobnoustrojów na sprzęcie medycznym. Dostępne są informacje o stosowaniu odzieży ochronnej, rękawiczek jednorazowych, maseczek, a także odpowiednim przechowywaniu narzędzi i materiałów oraz przestrzeganiu prawidłowej higieny osobistej. Natomiast brak jest informacji na temat osadzania się bakterii na powierzchni foteli dentystycznych [1].

Źródło szkodliwych czynników biologicznych w gabinetach dentystycznych stanowią przede wszystkim krew i ślina pacjenta. Ponadto, nieprecyzyjnie zdezynfekowane narzędzia i powierzchnie robocze. Także woda z unitów, nie umyte dokładnie ręce oraz odpady medyczne. Zarówno pacjenci jak i pracownicy gabinetów stomatologicznych mogą być zatem narażeni na bezpośredni kontakt ze szkodliwymi czynnikami biologicznymi (wirusy, bakterie, grzyby) mogące się znaleźć na materiale, który pokrywa fotel dentystyczny [2].

2. CEL I ZAKRES BADAŃ

Przedmiotem zainteresowania badawczego były tapicerki foteli dentystycznych (*Rys.1*). Celem badań jest ocena odporności biologicznej oraz własności mechanicznych pokryć foteli dentystycznych.

Prace badawcze prowadzono dwuetapowo. W pierwszym etapie zakres obejmował identyfikację szczepów bakterii obecnych na poszyciu foteli. Następnie posiew i inkubację wybranych gatunków bakterii na przygotowanych do tego celu próbkach. W drugim przeprowadzono badania ścieralności metodą Martindale'a zgodnie z normą PN-EN ISO 12945-2: 2000. Oceniono przepuszczalność powietrza tapicerek wg normy PN-EN ISO 9237. Przeprowadzono badania chemiczne świadczące o odporności wybarwień pokryć na działanie potu kwaśnego i alkalicznego wg. PN-EN ISO 105-E04.



Rys.1. Fotele dentystyczne: a) po piętnastu latach eksploatacji, b) po rocznym użytkowaniu

3. BADANE MATERIAŁY I METODYKA BADAŃ

3.1. Badania mikrobiologiczne



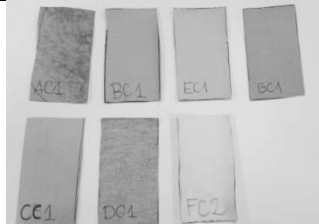
Obiektem badań jest pokrycie fotela dentystycznego – skóra techniczna, o składzie chemicznym 100% PET, który analizowano. Wymazy pobrano za pomocą wymazówek typu Amies z pokryć tapicerek foteli dentystycznych piętnastoletniego i rocznego będących w codziennej eksploatacji. Miejsca poboru materiału badawczego to: oparcie, siedzisko, wezłowie i podłokietniki. Zebrane z powierzchni foteli bakterie przeniesiono na przygotowane wcześniej podłoża hodowlane: agar wzbogacony, SS, Chapman, MacConkey, Cetrimide. Próbkę zostały odpowiednio zabezpieczone na czas transportu do laboratorium bakteriologicznego celem wyizolowania szczepów bakterii.

Pierwszy okres inkubacji trwał 24 h w temperaturze 37°C, po którym zliczono wychodowane kolonie bakterii. Po drugim okresie inkubacji (48 h, 37°C) kolonie zliczono ponownie. Następnie przygotowano preparaty do przeprowadzenia identyfikacji mikroorganizmów przy użyciu mikroskopu optycznego Zeiss Axio Imager M1m. Liczbę kolonii bakterii na badanych powierzchniach przedstawiono w wynikach badań.

3.2. Ocena trwałości pokryw foteli dentystycznych

Materiał badawczy stanowiły tapicerki foteli dentystycznych pobrane z wyeksploatowanego sprzętu medycznego. Pobrano i wycięto odpowiednie próbki z tych materiałów wg. stosowanych norm. Wymiary próbek oraz normy podano w Tabeli 1. Odporność na ścieranie oceniono za pomocą przyrządu Martindale'a (Rys.2b). Medium ścierającym było sukno.

Tabela 1. Zestawienie badań przeprowadzonych dla tekstyliów technicznych w oparciu o normy

Badanie	Norma	Wymiary próbki [mm]	Ilość próbek	Przykładowy wygląd próbek
Wyznaczanie odporności płaskich wyrobów na ścieranie metodą Martindale'a	PN-EN ISO 12945-2:2000	Ø 38	7	
Wyznaczanie przepuszczalności powietrza płaskich wyrobów	PN-EN ISO 9237	100 x 100	7	
Badanie odporności wybarwień na działanie potu kwaśnego i alkalicznego	PN-EN ISO 105-E04	90 x 50	7	



a)



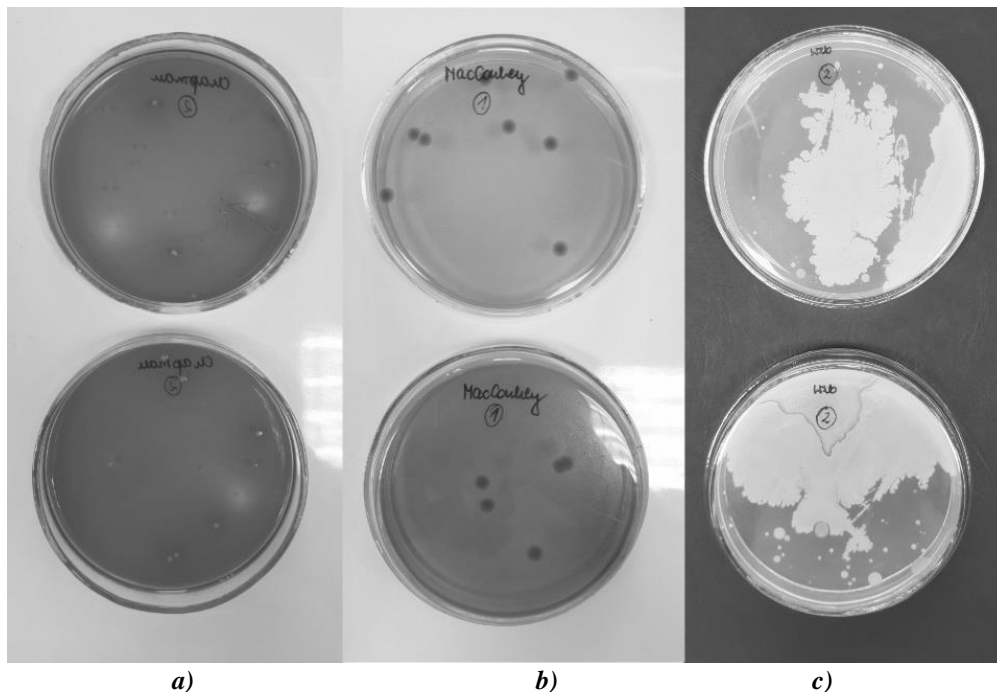
b)

Rys.2. a) Materiał pobrany z tapicerek foteli dentystycznych po eksploatacji b) Maszyna do badań odporności na ścieranie materiałów tekstylnych

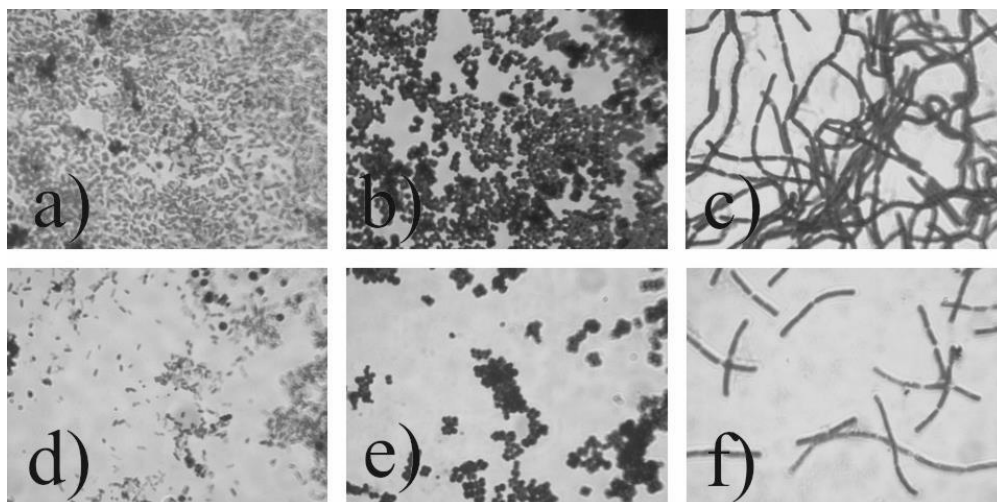
Przepuszczalność powietrza wyznaczono aparaturą pomiarową FX 3300 Air Permeability Tester III zgodną z normą ISO 10012-1. Przed badaniem próbki aklimatyzowano przez 48h w warunkach temperatury pokojowej i ciśnieniu 1013 hPa. Odporność wybarwień na działanie potu alkalicznego prowadzono w roztworze pH 8, natomiast potu kwaśnego w roztworze pH 5,5 przez 30 min. Oceniono zmianę barwy każdej z próbek porównując je z szarymi skalami według normy ISO 105-A02.

4. WYNIKI BADAŃ

Na pokryciach tapicerek foteli dentystycznych zidentyfikowano następujące patogeny: *Bacillus subtilis*, *Staphylococcus aureus*, *Escherichia coli*, *Staphylococcus emidermidis*. Rys.3 przedstawia wzrost bakterii izolowanych z pokryć sprzętu medycznego. Wygląd zidentyfikowanych patogenów obrazują zdjęcia mikroskopowe (Rys.4).



Rys.3. Bakterie wyizolowane z powierzchni tapicerek foteli dentystycznych po 48h.
 a) *Staphylococcus aureus* i *Staphylococcus emidermidis*. b) *Escherichia coli*
 c) *Bacillus subtilis*



Rys.4. Wyniki badań mikroskopowych bakterii ujawnionych na powierzchni tapicerki piętnastoletniej (a, b, c) i tapicerki rocznej (d, e, f). Stwierdzono szczepy: a),d) *Escherichia coli* b),e) *Staphylococcus aureus* c),f) *Bacillus subtilis*

W Tabeli 2 zestawiono wyniki badań o liczbie kolonii bakteryjnych na centymetr kwadratowy powierzchni (CFU/cm² – colony forming unit/cm²). Badany materiał pobrany z pokrycia fotela piętnastoletniego oznaczono jako próbka 1, natomiast z fotela rocznego jako próbka 2. Badania wytrzymałościowe wykonano w Instytucie Inżynierii Tekstyliów

i Materiałów Polimerowych ATH w Bielsku-Białej. Wyniki wszystkich prób zostały zebrane w Tabeli 3 i omówione w dyskusji wyników.

**Tabela 2. Zestawienie wyników badań mikrobiologicznych o liczbie kolonii bakteryjnych na centymetr kwadratowy powierzchni (CFU/cm² – colony forming unit/cm²).
Próbka 1 – fotel piętnastoletni, próbka 2 fotel roczny**

Rodzaj podłoża hodowlanego	Próbka	Średnia liczna kolonii bakterii na 24h [CFU/cm ²]	Średnia liczna kolonii bakterii na 48h [CFU/cm ²]	Gatunek bakterii
Wzbogacony	1	178	212	Bacillus subtilis
	2	116	126	
SS	1	0	0	-
	2	0	0	
MacConkey	1	5	8	Escherichia coli
	2	4	7	
Cetrimide	1	0	0	-
	2	0	0	
Chapman	1	0	2	Staphylococcus aureus
		11	23	Staphylococcus emidermidis
	2	0	5	Staphylococcus aureus
		10	19	Staphylococcus emidermidis

Tabela 3. Zestawienie wyników badań odporności na ścieranie, przepuszczalności powietrza oraz odporności na działanie potu

Rodzaj badania	Ścieralność	Przepuszczalność powietrza	Odporność na pot alkaliczny	Odporność na pot kwaśny
Próbki 1-7	>10 000 cykli	0	2	3

5. Dyskusja wyników

Współczesne techniki sterylizacji i obowiązujące w gabinecie stomatologicznym procedury dezynfekcji nie są na tyle wystarczające, aby wyeliminować ryzyko występowania zakażenia [3]. Problem szczególnie dotyczy pacjentów w stanach niedoboru odporności, a także w trakcie leczenia stomatologicznego lub protetycznego [4].

Z powierzchni tapicerek foteli dentystycznych wyizolowano patogeny takie jak: Staphylococcus aureus (gronkowiec złocisty) – mogący powodować zakażenia ropne, Escherichia coli (pałeczka okrężnicy) – odpowiedzialna za ostre zatrucia pokarmowe [5]. Zidentyfikowano także niegroźne dla zdrowia człowieka: Bacillus subtilis (laseczka sienna) i Staphylococcus emidermidis (gronkowiec skórny). W żadnym przypadku w wyizolowanych gatunkach bakterii nie stwierdzono występowania Enterococcus faecalis, który jak Escherichia coli stanowi wskaźnik sanitarny. Informuje on o świeżym zanieczyszczeniu fekaliami oraz możliwości występowania towarzyszących szczepów chorobotwórczych [6].

Stwierdzono, że wraz ze wzrostem czasu użytkowania tapicerek, ilość kolonii bakterii występujących na poszyciach zwiększa się. Klasa zachowań bakterii pozostawała w funkcji czasu eksploatacji materiałów obiciowych. Uzyskane wyniki dla obicia starszego fotela nie dyskwalifikują go z dalszej eksploatacji. Otrzymane stężenia bakterii nie przekroczyły wartości zalecanych w wytycznych przeznaczonych dla takich pomieszczeń [7].

Badane skóry tapicerskie wykazały doskonałą wytrzymałość na ścieranie, przekraczając 10 tys. cykli. Taka ilość wykonanych suwów, bez wyraźnego uszkodzenia struktury materiału kwalifikuje wszystkie badane tapicerki do uznania ich za wysoko odporne na ścieranie [8]. Jednocześnie nie wykazały efektu przepuszczalności powietrza. Niewątpliwie ma to korzystny wpływ na rozwój patogenów mogących stanowić zagrożenie dla zdrowia człowieka. Zanotowane wartości wydatków powietrza mieszczą się w zakresie 0,95 - 4,45 l/m²/s. Jest to wynik bliski zeru świadczący, można powiedzieć, o braku jakiegokolwiek przepuszczalności. Według PN-EN ISO 9237:1998 dobra przepuszczalność powietrza dla tekstyliów technicznych powinna wynosić od 100 l/m²/s [9]. Ocena odporności wybarwień na działanie potu ludzkiego, polegała na porównaniu próbek po badaniu z szarą skalą: stopień 1 – materiał najmniej odporny, stopień 5 – materiał najbardziej odporny [10]. Uzyskane wartości 2 – dla potu alkalicznego i 3 – dla potu kwaśnego, świadczą o niskiej odporności wybarwień badanych materiałów tapicerskich. Stwierdzono, że oddziaływanie zarówno kwaśnego jak i alkalicznego medium powoduje uszkodzenia osnowy – ciągłości materiału tekstylnego. Kolejno zauważono: przebarwienia, pęknięcia pokryć oraz ich przetarcia. Takie defekty na powierzchni tapicerek sprzętu medycznego, mogą stanowić lokalny rozwój chorobotwórczych patogenów.

6. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań i analiz można stanowić co następujące:

1. Na wszystkich tapicerkach foteli dentystycznych identyfikowano bakterie: *Staphylococcus aureus*, *Escherichia coli*, *Bacillus subtilis*, *Staphylococcus emidermidis*.
2. Wyizolowane bakterie mogą stanowić zagrożenie dla personelu medycznego i pacjentów w stanach niedoboru odporności oraz w trakcie leczenia.
3. Obecne techniki sterylizacji i procedury dezynfekcji nie są wystarczające.
4. Obecność bakterii na pokryciach foteli dentystycznych pozostawała w funkcji czasu ich eksploatacji.
5. Badane pokrycia nie spełniają oczekiwań pod względem odporności wybarwień na działanie potu kwaśnego i alkalicznego.

LITERATURA:

- [1] Ławniczek-Wałczyk i wsp.: Szkodliwe czynniki biologiczne w gabinetach stomatologicznych, *Bezpieczeństwo Pracy*; 9/2012, s.20-23.
- [2] Paszkowska M.: Kontrola PIS w gabinecie stomatologicznym – prawo i praktyka, *Twój Przegląd Stomatologiczny*, nr 4, Katowice 2016, s.86-89.
- [3] Hajduga M.A., Węgrzynkiewicz S., Sołek D. i wsp.: Bakterie jako jedno z zagrożeń ambulansów sanitarnych, *Aktualne problemy Biomechaniki*, zeszyt nr 7/2013, s.17-21.
- [4] Bryg E., Orlińska K., Rajska K.: Ocena i szacowanie ryzyka w stomatologii pod kątem bezpieczeństwa epidemiologicznego. *Medycyna Praktyczna – Stomatologia*, nr 4, 2014, s.86-92.
- [5] Mizerski W., Bednarczuk B., Kawalec M.: Słownik bakterii: ciekawych, pożytecznych, groźnych. Wyd. Adamantan, Warszawa 2008, vol. 97(216), s.39.

- [6] Murray P., Rosenthal K., Pfaller M.: Mikrobiologia. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 7/2011.
- [7] Dyrektywa Rady 93/42/EWG z dn. 14 czerwca 1993 r. zgodna z Rozporządzeniem Ministra Zdrowia z dnia 3 listopada 2014 r. w sprawie wyrobów medycznych.
- [8] PN-EN ISO 12945-2, POLSKA NORMA, Wyznaczanie odporności płaskich wyrobów na ścieranie metodą Martindale'a, 2000.
- [9] PN-EN ISO 9237, POLSKA NORMA, Wyznaczanie przepuszczalności powietrza płaskich wyrobów, 1998.
- [10] PN-EN ISO 105-E04, POLSKA NORMA, Badanie odporności wybarwień na działanie potu kwaśnego i alkalicznego, 2011.

MECHANICAL PROPERTIES AND DENTAL CHAIR'S RESISTANCE ASEPTIC COVER

Abstract: The paper presents the results of resistance testing aseptic and the strength properties of the coatings of medical equipment. The subject of this research are dental chairs. For the microbiological examination a 15 year old and 1 year ago upholstery was selected. A further step is the seeding and incubation of selected species of bacteria. The mechanical tests carried out have made information about upholstery resistance to abrasion about upholstery resistance to abrasion and breath ability. Chemical whereas inform about the colour fastness to perspiration acid and alkaline sweat. The requests were formulated on the basis of the taken results. It was found out that the class behaviour a function of time of their operation.

Anna WOŻNA¹, Grzegorz ZIÓŁKOWSKI¹

¹Katedra Technologii Laserowych, Automatykacji i Organizacji Produkcji, Politechnika Wrocławska, Wrocław

ZASTOSOWANIE METODY MIKROTOMOGRAFII KOMPUTEROWEJ DO OKREŚLANIA STRUKTURY KOMPOZYTÓW BIORESORBOWALNYCH WYTWARZANYCH PRZY POMOCY GENERATYWNEJ TECHNOLOGII LASEROWEJ

Streszczenie: Artykuł porusza zagadnienia związane z wykorzystaniem metod mikrotomografii komputerowej do badań struktury kompozytów bioresorbowalnych wytwarzanych przy pomocy generatywnej metody laserowej. Wytworzone materiały, o różnych kompozycjach, poddane zostały analizie struktury wewnętrznej tj. warstwowości, porowatości oraz obserwacji innych anomalii występujących po procesie wytwarzania.

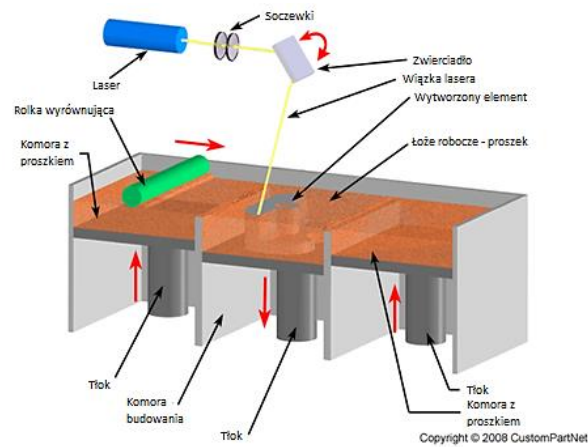
Słowa kluczowe: mikrotomografia komputerowa, kompozyty bioresorbowalne, technologie generatywne

1. WSTĘP

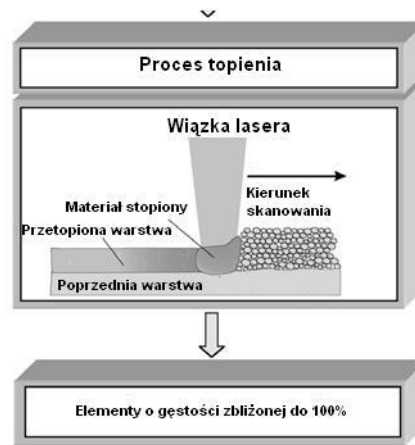
Kompozyty bioresorbowalne są materiałami wykorzystywanymi w obszarze medycyny regeneracyjnej. Przetwarzanie takich materiałów przy użyciu technologii generatywnych rozszerza ich potencjalne zastosowanie, jednak niezbędna jest kontrola jakości tak wytwarzanych obiektów. Do oceny jakości geometrii wewnętrznej bioresorbowalnych kompozytów polimerowo-ceramicznych wytworzonych przy pomocy generatywnej technologii laserowej, wykorzystano metodę mikrotomografii komputerowej (μ CT).

2. MATERIAŁ I METODA

Badane materiały wytworzone zostały przy pomocy generatywnej metody laserowej opartej o zasadę działania urządzeń Selective Laser Melting (SLM). Metoda ta polega na warstwowym wytwarzaniu obiektów z proszków materiałów topliwych z wykorzystaniem lasera. Materiał w postaci proszku nanoszony jest w pojedynczej warstwie na ruchome (w osi Y) łożo robocze, następnie w oparciu o zadany model, materiał topiony jest w ściśle określonych miejscach przez wiązkę lasera. Następnie łożo robocze obniżane jest o grubość pojedynczej warstwy proszku, kolejna warstwa jest nanoszona, następuje topienie i proces powtarzany jest do momentu uzyskania gotowego modelu. Schemat metody zaprezentowany jest na rysunkach 1 i 2.



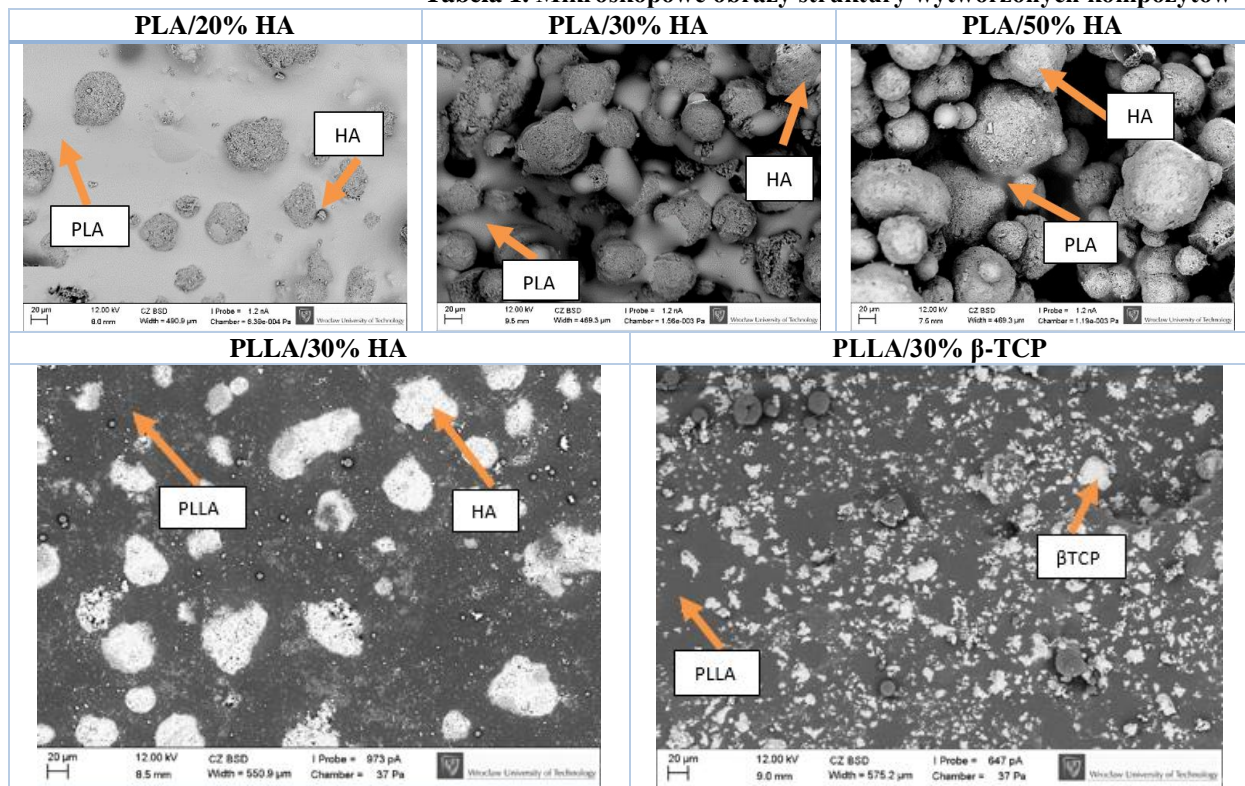
Rys.1. Schemat działania SLM [1]



Rys.2. Zasada działania SLM [2]

Materiały zostały wytworzone w kilku kompozycjach: 3 rodzaje proszków wsadowych stanowiących mieszaninę proszków polilaktydu (PLA) z hydroksyapatytem (HA) różniące się stężeniem ceramiki (20%, 30% oraz 50% HA) oraz 2 proszki wsadowe stanowiące mieszaninę poli-l-laktydu (PLLA) i dwóch rodzajów zastosowanej ceramiki – HA oraz β -trójfosforan wapnia (β -TCP) w stężeniu 30% ceramiki w każdym z materiałów. Na podstawie przeprowadzonych wcześniej badań, uzyskano parametry wytwarzania: $P=13,77$ W, $V_m=2,2$ m/s. W sumie wytworzono zestawy próbek 5 rodzajów materiałów, które zostały wstępnie poddane badaniom z wykorzystaniem metod mikroskopii skaningowej, co zobrazowano w Tabeli 1.

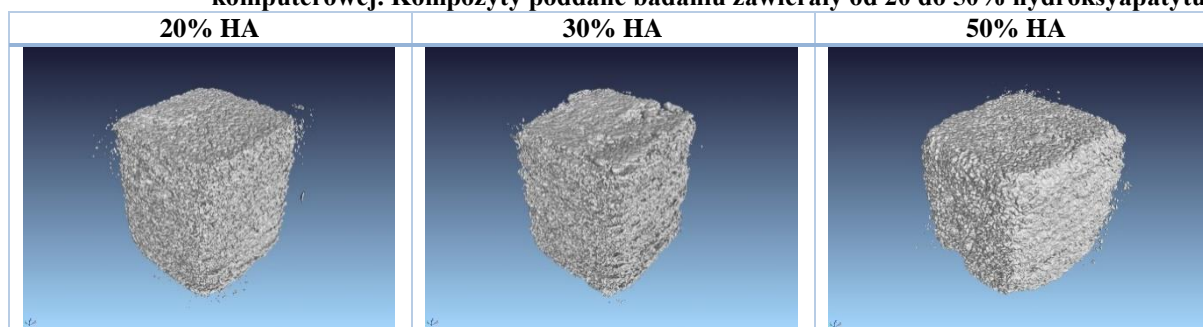
Tabela 1. Mikroskopowe obrazy struktury wytworzonych kompozytów



Metoda μ CT opiera się na analizie zmian stopnia pochłaniania promieniowania w rekonstruowanych obiektach [3], pozwalając na rozróżnienie materiałów o różnej gęstości np. materiałów wchodzących w skład badanych w tej pracy kompozytów. Odzworowanie

geometrii zewnętrznej i wewnętrznej próbki pozwala na wyznaczenie stopnia jej porowatości [4]. Przykładowe rekonstrukcje μ CT kompozytów bioresorbowalnych przedstawiono w tabeli 2.

Tabela 2. Widok 3D próbek poddanych rekonstrukcji z wykorzystaniem mikrotomografii komputerowej. Kompozyty poddane badaniu zawierały od 20 do 50% hydroksyapatytu.



Metoda μ CT pozwala na odwzorowanie geometrii wewnętrznej próbki bez konieczności jej niszczenia i wyznaczenie istotnych cech badanego materiału takich jak: porowatość, homogeniczność rozmieszczenia składników kompozytu, jednorodność nakładanych warstw (warstwowość), umożliwiając ocenę jakości struktury kompozytów bioresorbowalnych.

Badane materiały oceniano pod kątem cech struktury wewnętrznej obejmującej:

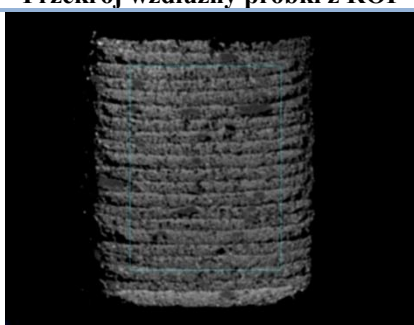
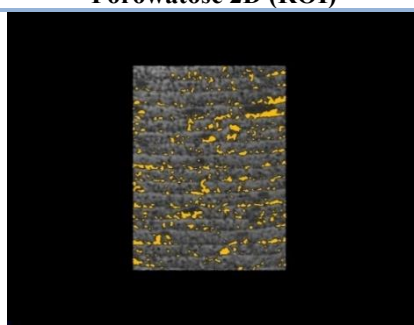
- warstwowości materiału,
- udziału wtrąceń polimerowych w strukturze próbki,
- porowatość.

Warstwowość jest jakościową cechą charakteryzującą materiały wytwarzane w generatywnych technologiach przyrostowych i wpływa na ich własności takie jak spójność czy dokładność odwzorowania kształtu. Udział wtrąceń polimerowych, wyrażony w procentach pozwala na ilościową kontrolę materiałów wchodzących w skład kompozytu, natomiast porowatość również wyrażona w procentach pozwala na porównanie cech uzyskanego materiału do porowatości dla tkanki kostnej.

3. ANIZOTROPIA MATERIAŁU

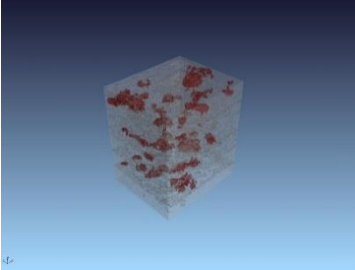
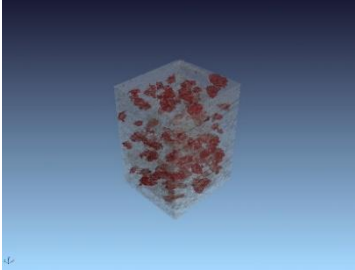
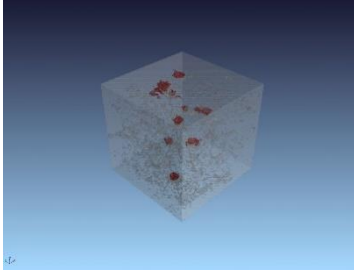
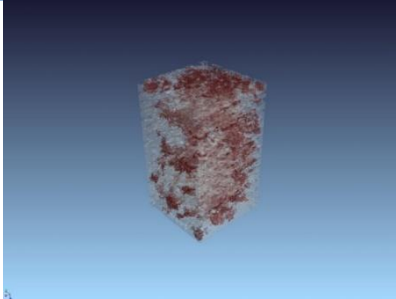
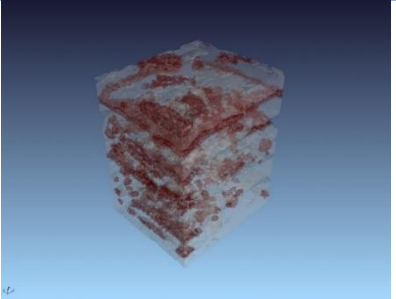
Próbki wytworzone w laserowej technologii generatywnej, budowane były z grubością pojedynczej warstwy na poziomie 0,5 mm. Przykładowy przekrój μ CT próbek z 20% zawartością HA pokazano w tabeli 3. Ze względu na nieregularne brzegi próbek wyszczególniony został obszar wewnątrz próbki nazywany Region of Interest (ROI). Dla tak określonego ROI wyznaczono porowatość oznaczoną w tabeli 3 kolorem żółtym.

Tabela 3. Przykładowy przekrój wzdłużny próbki z 20% zawartością hydroksyapatytu wraz z zaznaczoną porowatością 2D

	Przekrój wzdłużny próbki z ROI	Porowatość 2D (ROI)
20% HA		

Na podstawie przeprowadzonych badań μ CT można stwierdzić, że im większe stężenie hydroksyapatytu względem polilaktydu, tym bardziej warstwy są jednolite i podlegają mniejszemu odkształceniu związanemu ze skurczem polimeru podczas krzepnięcia. W próbkach o 20% i 30% stężeniu HA, udział polimeru jest większy, co skutkuje powstawaniem 'wtrąceń' polimerowych wynikających z połączenia się podczas przetapiania większej ilości cząstek polimeru, które ujawniły się na przekrojach μ CT w postaci obszarów o mniejszej intensywności skali szarości. Ich udział w analizowanych próbkach stanowił nie więcej niż ok. 4% objętości, a rozmieszczenie wtrąceń polimerowych przedstawiono w tabeli 4. Próbka o 50% zawartości HA jest najbardziej jednolita, nie wyróżniają się nakładane warstwy, co spowodowane jest niskim stosunkiem zawartości PLA względem HA. Niestety wytrzymałość próbki jest na tyle niska, że kruszy się bezpośrednio po wytworzeniu, co uniemożliwia rozpatrywanie kompozytu o tym stężeniu jako materiału mogącego znaleźć swoje zastosowanie jako uzupełnienie kości.

Tabela 4. Udział wtrąceń polimerowych w objętości próbek o zróżnicowanym składzie. Kolorem czerwonym zaznaczono zarejestrowane wtrącenia

20% HA	30% HA	50% HA
		
1,5% objętości próbki	4% objętości próbki	0,2% objętości próbki
PLLA+30%HA		PLLA+30% β TCP
		
19% objętości próbki		14,4% objętości próbki

Analogiczne badania przeprowadzono dla próbek na osnowie poli-l-laktydu z 30% domieszką HA i β -trójfosforanu wapnia (β -TCP). Podobnie jak poprzednio w kompozycie PLLA/HA wyróżnić można nakładane warstwy, jednak wygląd próbki nie jest tak jednolity i powtarzalny jak w przypadku materiałów bazujących na PLA. W przypadku obu kompozytów, należy zwrócić uwagę na znaczący wzrost poziomu porowatości, który może wynikać z błędnie wyznaczonej objętości powietrza przez algorytm detekcji porów, który jako powietrze klasyfikuje również intensywność skali szarości dla polimeru. Żeby ustalić rzeczywistą porowatość w przypadku dwóch ostatnich z analizowanych kompozytów wartość objętości wyznaczonej dla powietrza, pomniejszono o wartość objętości polimeru w próbce. W związku z tym przeprowadzono analizę mającą na celu określenie ilości 'wtrąceń' polimerowych (Tab. 4).

Uwidocznione wtrącenia polimerowe, nie stanowią całości polimeru zawartego w poszczególnych kompozytach. Najwięcej wtrąceń można zaobserwować w kompozycie o 30% zawartości HA, a ich rozmieszczenie jest regularne. Ponadto, cząstki ceramiki zespolone są ze sobą mniejszymi objętościowo ilościami polimeru, co zaobserwować można

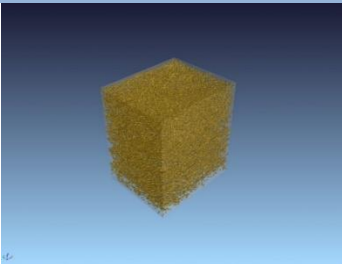
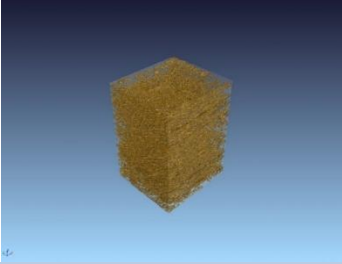
było na obrazach mikroskopowych (Tab. 1). Próbkę z 50% zawartością HA reprezentuje najmniejszy udział wtrąceń, jednakże wiąże się to z bardzo słabym stopniem zespojenia materiału, co ma swoje przełożenie na własności wytrzymałościowe materiału.

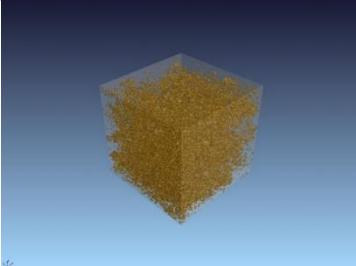
W przypadku kompozytów na osnowie PLLA 'wtrącenia' polimerowe są równomiernie rozłożone, gwarantując dobre połączenie obu składników kompozytu. Ponadto, na obrazach mikroskopowych zaobserwować można było homogeniczny rozkład polimeru i ceramiki, a także połączenie cząstek ceramiki mniejszymi ilościami przetopionego polimeru (Tab. 1).

4. POROWATOŚĆ

Bardzo istotnym czynnikiem w przypadku kompozytów wykorzystywanych w celu uzupełnienia ubytków kości jest porowatość, która wpływa na przepływ składników odżywczych do przeszczepionych komórek. Minimalnym rozmiarem porów, przy którym następuje osadzanie komórek jest wartość 15 μm , jednak przerastanie następuje wówczas w ograniczonym zakresie. Powyżej 40 μm następuje natomiast już prawie całkowita penetracja komórkami kostnymi [5]. Jednakże, ograniczenia technologiczne narzucają wytwarzanie porów o większych rozmiarach. Przeprowadzone testy wykazały, że optymalnym rozmiarem porów dla fibroblastów jest wartość 20 μm , 20-125 μm dla komórek skóry ssaków, 200-400 μm dla rozrostu komórek kostnych [6, 7]. Tempo zrastania się implantów z tkankami macierzystymi jest uzależniona od porowatości i poziomu krystaliczności materiałów wykorzystanych do budowy rusztowań [8, 9, 10]. Porównano rusztowanie o strukturze pojedynczych porów z rusztowaniem o strukturze siatki. Okazało się, że struktura siatki znacznie przyspiesza procesy dyfuzji, ułatwia unaczynienie, zwiększa dopływ tlenu, substancji odżywczych oraz usuwanie produktów metabolizmu. Unaczynienie implantu jest warunkiem niezbędnym do regeneracji tkanek, z wyjątkiem tkanki chrzęstnej. Właściwości mechaniczne rusztowań powinny być podobne do regenerowanych tkanek lub organów. Dla silnie obciążanych tkanek, na przykład kostnych, wymagane jest, aby rusztowanie zachowało swój kształt bez względu na występujące, zmienne naprężenia. [11]. Dlatego w kolejnym etapie badań z wykorzystaniem μCT przeprowadzono analizę porowatości wytworzonych kompozytów. Wyniki zaprezentowano w tabeli 5.

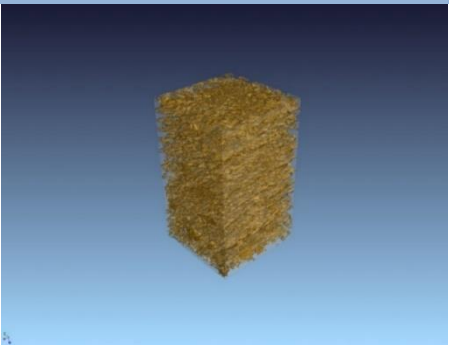
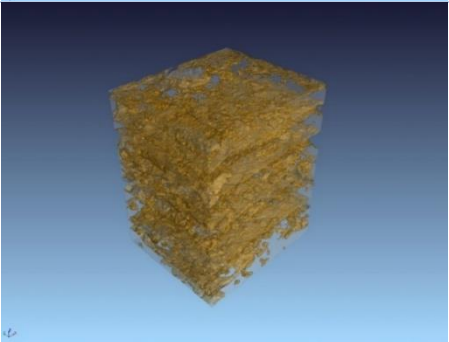
Tabela 5. Porowatość 3D wraz z udziałem w objętości próbek

	Porowatość 3D w ROI	Udział w objętości ROI
20% HA		<p>Objętość całkowita materiału: 303.715 mm³ Objętość porów: 38.771 mm³ Udział w objętości całkowitej: 11.32 %</p>
30% HA		<p>Objętość całkowita materiału: 264.237 mm³ Objętość porów: 38.576 mm³ Udział w objętości całkowitej: 12.74 %</p>

50% HA		<p>Objętość całkowita materiału: 251.070 mm³ Objętość porów: 19.946 mm³ Udział w objętości całkowitej: 7.36 %</p>
--------	---	---

Największą porowatością charakteryzują się materiały z 30% zawartością HA, co potwierdzają także obrazy mikroskopowe, analizowane wcześniej. Najmniejszą porowatością natomiast charakteryzuje się materiał z 50% zawartością HA, jednakże nie spełnia on kryteriów wytrzymałości (materiał ten uniemożliwił dalsze badania ze względu na swoją kruchość już w wyniku dotyku). Można uznać, iż porowatość w każdym ze stężeń ma podobną wartość, jednak krytyczny jest jej wpływ na własności wytrzymałościowe, ponieważ to ilość, rozkład, wielkość i kształt porów w materiale determinuje jego wytrzymałość.

Tabela 6. Porowatość 3D wraz z udziałem w objętości próbek

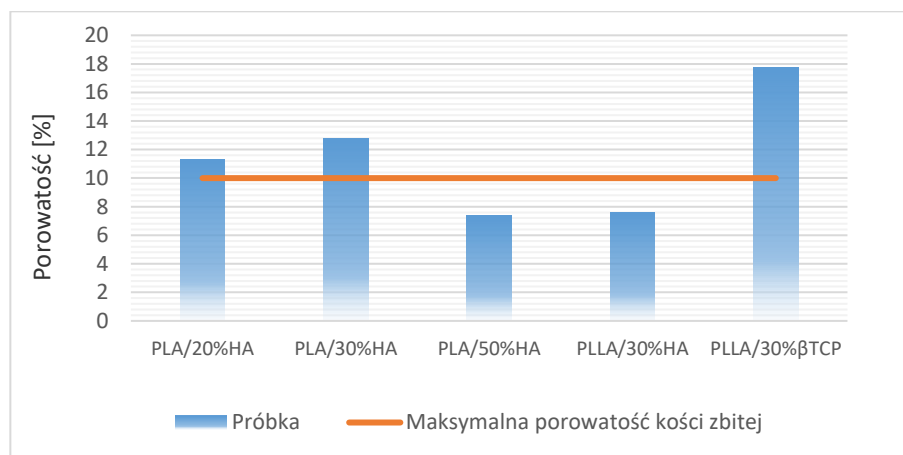
	Porowatość 3D w ROI	Udział w objętości ROI
PLLA+30%HA		<p>Objętość całkowita materiału: 111.544 mm³ Objętość porów: 9.162 mm³ Udział w objętości całkowitej: 7.59 %</p>
PLLA+30%βTCP		<p>Objętość całkowita materiału: 226.591 mm³ Objętość porów: 48.849 mm³ Udział w objętości całkowitej: 17.73 %</p>

Porównując porowatość wytworzonych materiałów do porowatości kości należy zauważyć, że kość zbita charakteryzuje się porowatością na średnim poziomie 5 - 10% [12], natomiast wytworzone materiały w najlepszym wypadku (PLA/50%HA i PLLA/30%HA) przekraczają tę wartość dwukrotnie. Z kolei porowatość kości beleczkowej, to prawie 80% [12] i żaden z materiałów nie uzyskał takiej wartości, ale należy pamiętać, że wytwarzane próbki były zamodelowane jako materiał lity.

5. PODSUMOWANIE

Uzyskane w badaniach z wykorzystaniem μ CT informacje na temat struktury wewnętrznej kompozytów bioresorbowalnych wytworzonych w generatywnej technologii laserowej

pozwołyły na ocenę jakości wytwarzanych obiektów, ich homogeniczność oraz stopień porowatości. Wytworzone materiały charakteryzują się porowatością od kilku do kilkunastu procent (Rys. 3). Porównując te wartości z porowatością kości zbitej (5-10%) zauważono, że dwa uzyskane kompozyty PLA/50%HA oraz PLLA/30%HA charakteryzują się porowatością zbliżoną do zbitej tkanki kostnej.



Rys.3. Porównanie porowatości określonej metodą μ CT dla badanych kompozytów

Mikrotomografia komputerowa pozwala na określenie zależności pomiędzy parametrami wytwarzania a jego strukturą wewnętrzną. Detekcja porowatości materiału, stopienia jego zespojenia, warstwowości i udziału obszarów o większym stężeniu polimeru pozwala na sterowanie procesem wytwarzania, w taki sposób, aby kompozyt charakteryzował się pożądanymi własnościami. Celem dalszych badań będzie optymalizacja parametrów wytwarzania bioresorbowalnych kompozytów w generatywnej technologii laserowej, pozwalająca na dopasowanie stopnia porowatości wytwarzanego materiału do zastępowanej tkanki kostnej.

LITERATURA

- [1] CustomPartNet: <http://www.custompartnet.com>
- [2] Hollander D. A., Wirtz T., von Walter M., Linker R., Shulteis R., Paar O.: Development of Individual Three-Dimensional Bone Substitutes Using “Selective Laser Melting”, “European Journal of Trauma”, 2003, p.228.
- [3] Stock, S. R.: Recent advances in X-ray microtomography applied to materials, “International Materials Reviews”, 2008, p.129-181.
- [4] Iassonov P., Gebrenegus T., Tuller M.: Segmentation of X-ray computed tomography images of porous materials: A crucial step for characterization and quantitative analysis of pore structures, “Water Resources Research”, 2009.
- [5] Hulbert S., Morrison S., Klawitter J.: Tissue reaction to three ceramics of porous and non-porous structures, “Journal of Biomedical Materials Research”, 1972, p.347-374.
- [6] Moghe P. V.: Soft-tissue analogue design and tissue engineering of liver, “MRS Bulletin”, 1996.
- [7] Behravesh E., Yasko A., Engel P. S. i Mikos A. G.: Synthetic biodegradable polymers for orthopaedic applications, “Clin. Orthop. Rel. Res.”, 1999, p.118-129.
- [8] Bancroft G. N. i Mikos A. G.: Bone tissue engineering by cell transplantation, Polymer Based Systems on Tissue Engineering, “Replacement and Regeneration”, 2002, p.251-263.

- [9] Blum J. S., Barry M. A. i Mikos A. G.: Bone regeneration through transplantation of genetically modified cells, "Clin. Plast. Surg.", 2003, p.611-620.
- [10] Mikos A. G., Sarakinos G., Lyman M. D., Ingber D. E., Vacanti J. P. i Langer R.: Prevascularization of porous biodegradable polymers, "Biotechnol. Bioeng.", 1993, p.716-723.
- [11] Mikos A. G., Thorsen A. J., Czerwonka L. A., Bao Y., Langer R., Winslow D. N. I Vacanti J. P.: Preparation and characterization of poly (L-lactic acid) foams, "Polymer", 1994, p.1068-1077.
- [12] Rho J. Y., Kuhn-Spearing L. i Zioupos P.: Mechanical properties and the hierarchical structure of bone, "Medical Engineering & Physics", 1998, p.92-102.
- [13] Maire E., Buffiere J., Salvo L., Blandin J. J., Ludwig W., Letang J. M.: On the application of X-ray microtomography in the field of materials science, "Advanced Engineering Materials", 2001, 3, No 8.
- [14] Moreno-Atanasio R., Williams R.A., Jia X.: Combining X-ray microtomography with computer simulation for analysis of granular and porous materials, "Particology", 2010, p.81-99.
- [15] Atwood R.C., Jones J.R., Lee P.D., Hench L.L.: Analysis of pore interconnectivity in bioactive glass foams using X-ray microtomography, "Scripta Materialia", 2004, p.1029-1033.

APPLICATION OF MICROTOMOGRAPHY METHODS FOR DETERMINATION OF THE STRUCTURE OF BIORESORBABLE COMPOSITES MADE WITH GENERATIVE LASER TECHNOLOGY

Abstract: The article raises issues related to the use of methods of computer microtomography to study the structure of bioresorbable composites produced using generative laser technology. Materials of various compositions were subjected to examination of internal structure, ie. stratification, porosity and other anomalies arisen after processing.